

Karla Nunes Teixeira

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES MATERIAIS PARA  
RETENTORES INTRARRADICULARES: ESTUDO *IN VITRO***

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Doutorado em Odontologia – Área de concentração: Dentística, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Doutor em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Coorientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Florianópolis  
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Teixeira, Karla Nunes  
Resistência à fratura de diferentes materiais para  
retentores intrarradiculares : estudo in vitro / Karla  
Nunes Teixeira ; orientador, Hamilton Pires Maia ;  
coorientador, Luiz Narciso Baratieri. - Florianópolis, SC,  
2016.  
85 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós  
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

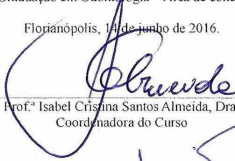
1. Odontologia. 2. Dente endodonticamente tratado. 3.  
Pinos e núcleos. 4. Resistência à fratura. I. Maia,  
Hamilton Pires. II. Baratieri, Luiz Narciso. III.  
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós  
Graduação em Odontologia. IV. Título.

Karla Nunes Teixeira

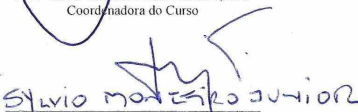
**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES MATERIAIS PARA RETENTORES  
INTRARRADICULARES: ESTUDO *IN VITRO***


Esta Tese foi escrita, visando a obtenção do Título de "Doutor", para aprovação em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de concentração: Dentística. e

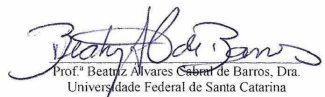
Floporópolis, 14 de junho de 2016.


  
Prof.ª Isabel Cristina Santos Almeida, Dra.  
Coordenadora do Curso


Banca Examinadora:

  
Prof. Sylvio Monteiro Júnior, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Renata Gondal Machado, Dra.  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Beatriz Alvares Cabral de Barros, Dra.  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Sheila Cristina Stolf Cypriani, Dra.  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Carolina da Luz Barateri, Dra.

  
Prof.ª Vanessa Carla Ruschel, Dra.



Dedico este trabalho de pesquisa ao meu filho, Tales Teixeira Rampinelli Zanella, de quem roubei precioso tempo, desde o dia do seu nascimento, para me dedicar a esta tese, e ao meu amigo, companheiro, marido de verdade, Leonardo Rampinelli Zanella.



## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor Dr. Hamilton Pires Maia, pelo exemplo de mestre e pesquisador, por me mandar ficar quieta e escutá-lo, sempre com muita seriedade e responsabilidade, pela paciência com alguém tão cheia de ideias abstratas e, principalmente, por não me abandonar no meio do caminho – meus sinceros agradecimentos.

Ao professor Dr. Luiz Narciso Baratieri, por ser exemplo de mestre e nos honrar com sua presença sempre que precisávamos, compartilhando conosco suas experiências.

Ao professor Dr. Sylvio Monteiro Júnior, por me lembrar de ser pontual sempre, pelo carinho e amizade em todos os momentos difíceis desta caminhada.

Aos demais professores da disciplina de Dentística da UFSC, pelo carinho e disponibilidade.

À dona Léa, pessoa formidável, sempre disposta e simpática.

À professora Analúcia Gebler Philippi, pelas diversas palavras de incentivo, amizade, compreensão e carinho, desde a época da minha graduação em Odontologia.

Ao professor Dr. Luiz Henrique Maykot Prates, pelo carinho e disponibilidade que me dedicou sempre que fui ao seu encontro.

Aos meus colegas de turma Renan, Bruna, Cristina, Gabriele, Camila, Ludi e Lari, pessoas com quem tive o privilégio de conviver e que vou levar no coração por toda a vida, assim como aos colegas Andria, Alana, Alfonso, Vitor, Maynara e Carol, pelo carinho e atenção.

Ao meu querido amigo Shizuma Shibata, pelo companheirismo incansável e sábios conselhos.

À Elenise, minha querida secretária, uma irmã, companheira de todas as horas – muito obrigada por estar sempre ao meu lado e me ajudar a concretizar este sonho.

Ao técnico Carlos Prux Landmeier, excelente profissional, importante personagem nas etapas laboratoriais do trabalho, sempre disponível e acessível.

Aos meus amigos Eduardo Matte, Nivaldo Medeiros e Fernando Hoppe, companheiros de equipe no IPENO, pela paciência e compreensão durante esta caminhada.

Ao escritor Amilcar Neves, membro da Academia Catarinense de Letras, pela disponibilidade para a revisão desta tese – obrigada pelo excelente trabalho.

## AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Santa Catarina, pela oportunidade que me foi dada de aprender nessa honrada instituição.

Ao CNPq e à CAPES, pelo apoio para a realização do curso de Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Dentística.

À professora Dra. Isabel Cristina Santos Almeida, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia no decorrer do curso, pela dedicação ao Programa.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, meu agradecimento por tudo que me foi proporcionado nestes três anos de estudo.

À professora Dra. Cláudia Angela Maziero Volpato, minha orientadora no Mestrado, pelos ensinamentos em pesquisa nos primeiros passos desta caminhada.

Aos funcionários da Coordenadoria de Pós-Graduação, em especial à Ana Maria Vieira Frandolozo, pelo carinho e disponibilidade.

A todos que, direta ou indiretamente, me ajudaram a tornar realidade este sonho de ser Doutora – o meu muito obrigada.



Se quer ir rápido, vá sozinho, se quer ir longe, vá em grupo.

(Provérbio africano)



## RESUMO

O objetivo deste trabalho *in vitro* foi avaliar a resistência à fratura e o tipo de falha de novos materiais utilizados como retentores intrarradiculares cimentados em condutos de raízes de dentes humanos. Foram selecionados 48 pré-molares inferiores, hígidos, com apenas um conduto radicular. Os dentes tiveram suas coroas seccionadas e os condutos radiculares endodonticamente tratados e, na sequência, randomizados em 4 grupos ( $n = 12$ ), conforme o material de composição dos pinos/núcleos: poliéter-éter-cetona (PEEK), resina composta com carga nanocerâmica (RNC), núcleo metálico fundido com liga de níquel-cromo (NMF) e pino de fibra de vidro reembasado com resina composta (PFC). As raízes foram incluídas em resina acrílica, os pinos/núcleos cimentados (todos com o mesmo cimento resinoso autoadesivo dual) e, em seguida, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 60 dias. Na sequência, foram submetidos ao teste de resistência à fratura por compressão, a 0,5 mm/min sob um ângulo de 45° em relação ao eixo longitudinal do dente, em máquina de ensaio universal, até a fratura. As fraturas foram classificadas como reparáveis e irreparáveis. Os valores de resistência à fratura assim obtidos foram submetidos ao teste estatístico ANOVA, com grau de confiança de 95%, para detectar diferenças estatísticas entre os grupos ( $p < 0,001$ ). De acordo com o teste *Post-hoc* Tukey, os resultados de resistência à fratura do Grupo NMF (939,61 N) foram estatisticamente superiores aos dos demais grupos ( $p < 0,05$ ), enquanto não houve diferença estatística entre os Grupos PFC (449,63 N), PEEK (396,07 N) e RNC (511,59 N) ( $p > 0,05$ ). Falhas irreparáveis aconteceram em maior número no Grupo NMF (10). Também no Grupo RNC ocorreram duas falhas irreparáveis. Já nos Grupos PFC e PEEK todas as falhas foram consideradas reparáveis. Apesar de mostrar maior resistência à fratura, o Grupo NMF teve falhas irreparáveis, desfavoráveis ao retratamento. Um material de reconstrução radicular com alta resistência à fratura não garante que o complexo raiz/retentor intrarradicular fique protegido de uma falha catastrófica como a fratura radicular.

**Palavras-chave:** Dente endodonticamente tratado. Resistência à fratura. Pinos e núcleos.



## ABSTRACT

The aim of this *in vitro* study was to evaluate the fracture strength and the type of failure of new materials used as intracanal retainers, visible in conduits of human teeth roots. We selected 48 premolars, healthy, with only one root canal. The teeth were sectioned crowns and endodontically root canal treated and, randomized into 4 groups (n = 12) as the material composition of post/cores: polyether ether ketone (PEEK) composite resin with nanoceramic load (CRN), molten metallic core with nickel-chromium alloy (NMF) and glass fiber post with composite resin (GFP). The roots were embedded in acrylic resin, the post/core cemented (all with the same resin cement dual self adhesive) and then the specimens were stored in distilled water at 37°C for 60 days. In the following, they were subjected to compression fracture resistance test at 0.5 mm/min at an angle of 45° relative to the longitudinal axis of the tooth in an universal testing machine until fracture. Fractures were classified as repairable and irreparable. The fracture resistance values thus obtained were submitted to ANOVA, with confidence level of 95% to detect statistical differences between the groups, which have been proven ( $p < 0.001$ ). According to the Post-hoc Tukey test, resistance to fracture results of the NMF Group (939.61 N) were statistically superior to the other groups ( $p < 0.05$ ), whereas there was no statistical difference between the PFC (449.63 N), PEEK (396.07 N), and RNC (511.59 N) Groups ( $p > 0.05$ ). Irreparable failures occurred in greater numbers in the NMF Group (10). Also in the CRN Group there were two irreparable failures. Already in the PFC and PEEK Groups all faults were considered repairable. Despite showing greater resistance to fracture, the NMF Group has irreparable flaws, unfavorable to retreatment. A root reconstruction material with high fracture resistance does not guarantee that the complex root/post and core be protected from a catastrophic failure as the root fracture.

**Keywords:** Tooth endodontically treated. Fracture resistance. Post and core.



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Radiografia do conduto radicular obturado.....	47
<b>Figura 2</b> – Composição de fotos mostrando o arredondamento do ângulo conduto/raiz.....	49
<b>Figura 3</b> – Composição de fotos mostrando a confecção do padrão em resina acrílica.....	50
<b>Figura 4</b> – Padrões de resina acrílica para fundição e respectivas raízes imersos em água destilada.....	51
<b>Figura 5</b> – Composição de fotos mostrando o protocolo da inclusão das raízes em resina acrílica.....	52
<b>Figura 6</b> – Composição de fotos mostrando a confecção dos pinos/núcleos de fibra de vidro com compósito.....	54
<b>Figura 7</b> – Pinos/núcleos fixados em cera para tratamento de superfície.....	55
<b>Figura 8</b> – Dispositivo de cimentação.....	56
<b>Figura 9</b> – Aplicação de carga no espécime.....	57





## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Organização dos grupos do experimento segundo o material de composição, método de fabricação e tratamento de superfície (pré-cimentação) dos pinos/núcleos.....	48
<b>Tabela 2</b> – Valores de resistência média à fratura, em N.....	59
<b>Tabela 3</b> – Teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA), demonstrando a existência de diferenças estatísticas entre os grupos testados ( $p < 0,05$ ).....	60
<b>Tabela 4</b> – Teste <i>Post-hoc</i> Tukey HSD, demonstrando os grupos em subconjuntos homogêneos; médias descritas em uma mesma coluna não apresentam diferenças estatísticas entre si.....	60
<b>Tabela 5</b> – Falhas reparáveis e irreparáveis.....	62
<b>Tabela 6</b> – Comprimento médio (mm) das raízes utilizadas no Grupo NMF, Grupo PFC, Grupo PEEK e no Grupo RNC e as respectivas estatísticas descritivas (média, desvio padrão, modelo padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo).....	75
<b>Tabela 7</b> – Coeficiente de variação para o comprimento das raízes.....	76
<b>Tabela 8</b> – Avaliação da diferença entre os coeficientes de variação nos grupos.....	76
<b>Tabela 9</b> – Teste de normalidade dos dados de Shapiro-Wilk.....	77
<b>Tabela 10</b> – Teste de homogeneidade das variâncias de Levene.....	77
<b>Tabela 11</b> – Teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA), demonstrando que não existem diferenças estatísticas entre os comprimentos das raízes utilizadas no estudo ( $p > 0,05$ ).....	77
<b>Tabela 12</b> – Média e desvio padrão para as dimensões mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) das raízes utilizadas na pesquisa.....	78
<b>Tabela 13</b> – Coeficiente de variação para o comprimento (MD e VL) das raízes.....	79
<b>Tabela 14</b> – Valores de resistência à fratura, em <i>newtons</i> .....	81



## LISTA DE QUADROS E GRÁFICOS

<b>Quadro 1</b> – Material, fabricante (composição) e país de origem.....	43
<b>Quadro 2</b> – Equipamentos e materiais, fabricantes e países.....	44
<b>Gráfico 1</b> – Gráfico com os valores médios dos grupos teste; médias seguidas por letras iguais são estatisticamente semelhantes.....	61
<b>Gráfico 2</b> – Quantidade de falhas por tipo e material.....	62



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- CAD/CAM** – Sigla do inglês *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*, "projeto auxiliado por computador, fabricação auxiliada por computador"; uso em Informática: conjunto de técnicas, programas e equipamentos especializados, usados para a realização computadorizada de projetos de arquitetura ou de engenharia (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- CAPES** – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, fundação do Ministério da Educação (MEC), sediada em Brasília, DF
- CNPq** – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, agência do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação (MCTI), sediado em Brasília, DF
- EUA** – Estados Unidos da América (*USA*, em inglês)
- FRC** – Pino pré-fabricado reforçado por fibras
- GPa** – Unidade de medida do módulo de elasticidade de um material: quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação de tração que ela provoca; módulo de Young (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- IPENO** – Instituto de Pós-Graduação e Atualização em Odontologia, sediado em Florianópolis, SC
- MD** – Diâmetro méso-distal
- min** – Símbolo de minuto: unidade de medida de intervalo de tempo, igual a 60 segundos (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- mm** – Símbolo de milímetro: milésimo do metro (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- MOD** – Preparos méso/ocluso/distais
- N** – Símbolo de *newton*, unidade de medida de força do Sistema Internacional de Unidades: a força que, agindo sobre um corpo de massa igual a um quilograma, lhe atribui a aceleração constante de um metro por segundo quadrado na direção da força (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- NMF** – Núcleo metálico fundido (liga de NiCr)
- PEEK** – Poliéter-éter-cetona (polímero policristalino de alto desempenho)
- PFC** – Pino de fibra de vidro reembasado com resina composta (pino de fibra de vidro – fibra de vidro, resina epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização – e resina composta)
- PPF** – Pino de fibra de vidro
- PVC** – Sigla do inglês *polyvinyl chloride*; uso em Química: policloreto de vinila (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)
- RNC** – Resina nanocerâmica (matriz resinosa com alto teor de carga nanocerâmica)

**s** – Símbolo de segundo: unidade de medida de tempo no Sistema Internacional, igual à duração de 9 192 631 770 vezes o período de determinada radiação emitida, no seu estado fundamental, por um dos isótopos do césio (o nuclídeo césio 133) (fonte: *Novo Dicionário Aurélio, versão 6.0, 4ª edição*, Editora Positivo, 2009, Curitiba, Brasil)

**UFSC** – Universidade Federal de Santa Catarina, com campus principal em Florianópolis, SC

**VL** – Diâmetro vestibulo-lingual

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>25</b>
<b>2 OBJETIVO.....</b>	<b>29</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>31</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>43</b>
4.1 MATERIAIS.....	43
4.2 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS AUXILIARES PARA O EXPERIMENTO.....	43
4.3 MÉTODOS.....	46
4.4 FORMAÇÃO DOS GRUPOS.....	48
4.5 PREPARO DOS CONDUTOS.....	49
4.6 CONFECÇÃO DOS PINOS/NÚCLEOS.....	50
4.7 PREPARO E CIMENTAÇÃO DOS PINOS/NÚCLEOS.....	54
4.8 TESTE MECÂNICO.....	56
4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	57
4.10 MODO DE FALHA.....	58
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>59</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>63</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>67</b>
<b>8 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>69</b>
<b>9 ANEXO 1 – AVALIAÇÃO E VALIDAÇÃO DAS RAÍZES UTILIZADAS.....</b>	<b>75</b>
9.1 AVALIAÇÃO DOS COMPRIMENTOS DAS RAÍZES UTILIZADAS NO ESTUDO.....	75
9.2 AVALIAÇÃO DOS DIÂMETROS CERVICAIS (MD E VL) DAS RAÍZES UTILIZADAS NO ESTUDO.....	77
<b>10 ANEXO 2 – VALORES DA RESISTÊNCIA À FRATURA (EM N).....</b>	<b>81</b>
<b>11 ANEXO 3 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFSC.....</b>	<b>82</b>





## 1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente são conhecidos por apresentarem um maior número de falhas biomecânicas em comparação aos dentes vitais. Provavelmente, a falha mais importante diz respeito à fratura radicular, a qual possui grande repercussão clínica e alto custo econômico para o paciente (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

O conhecimento da biomecânica do dente é essencial para entender-se o mecanismo das fraturas dentárias. Procedimentos endodônticos são responsáveis por apenas 5% das perdas de estrutura dental. Já preparos oclusais podem causar 20% de perdas e preparos méso/ocluso/distais (MOD), 63%, ou seja, procedimentos endodônticos, por si, não enfraquecem dentes com cristas marginais intactas. É a redução progressiva de esmalte e dentina, e não o acesso à câmara pulpar, que determina o grau de fragilidade do dente. É a perda de estrutura mineralizada, combinada com a perda de umidade, que deixa a dentina mais friável. Estes são os fatores determinantes da ocorrência de fraturas dentárias (DIETSCHI et al., 2007; GORACCI; FERRARI, 2011).

Retentores intrarradiculares não melhoram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, porém são necessários em algumas situações clínicas por serem a única maneira de proporcionar uma base para a prótese (THEODOSOPOULOU; CHOCHLIDAKIS, 2009). Assim, o material utilizado na fabricação dos pinos e núcleos deveria apresentar propriedades físicas similares às da dentina, ser biocompatível, preservar a dentina radicular, ter boa união química ou mecânica à estrutura dental, ser resistente à corrosão, transmitir pouca tensão ao remanescente dental, ser estético e ter custo acessível (FOKKINGA et al., 2004).

Nos casos de grande destruição coronária, em que o remanescente dentário não é suficiente para prover resistência estrutural ao material de preenchimento, indica-se o uso de núcleos metálicos fundidos. Estes retentores intrarradiculares personalizados de metal fundido têm os inconvenientes de não serem estéticos, necessitarem de restaurações temporárias, por vezes não serem eficazes na prevenção da contaminação do sistema de canal radicular (FOX; GUTTERIDGE, 1997; DEMARCHI; SATO, 2002) e ainda podem produzir efeito de cunha na raiz dental, sob ação de forças mastigatórias. Em contrapartida, eles são confeccionados justapostos às paredes do

conduto radicular, necessitando apenas de uma fina película de cimento para sua retenção, além de passíveis de remoção quando retratamento endodôntico se fizer necessário (ABBOTT, 2002).

Na busca de materiais estéticos, os retentores cerâmicos em zircônia surgiram como uma opção aos núcleos metálicos fundidos à medida em que prometiam possibilidades estéticas aliadas a alta resistência em um único material, mas a falha nesses pinos geralmente é catastrófica, com fratura no interior do conduto radicular (ROSENTRITT et al., 2000).

Para superar os problemas relacionados ao alto módulo de elasticidade, dificuldade de condicionamento ácido, irreversibilidade dos pinos/núcleos de zircônia e à corrosão, galvanismo e falta de estética dos núcleos metálicos fundidos, foram desenvolvidos os pinos resinosos reforçados por fibras, tanto de carbono (os primeiros modelos que surgiram) quanto de quartzo e vidro. Estes pinos são compostos por fibras longitudinais envoltas em uma matriz de Bis-GMA ou de resina epóxica, além de conterem partículas inorgânicas. Eles possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, são estéticos e passíveis de união aos cimentos resinosos (DIETSCHI et al., 1997; FERRARI; SCOTTI, 2003). Entretanto, sua utilização de forma direta em canais amplos ou raízes fragilizadas gera um espaço entre o pino e as paredes do canal radicular que acarretará em utilização de quantidades excessivas de cimento, fazendo com que a deformação resultante da contração de polimerização gere maior tensão nas interfaces cimento/dentina e cimento/pino, induzindo descontinuidades estruturais (bolhas, fendas) e reduzindo a retenção do pino ao conduto (GRANDINI et al, 2005).

Assim, uma das técnicas propostas para o tratamento de canais amplos é a utilização de pinos anatômicos, obtidos pela personalização do pino de fibra pré-fabricado ajustado às paredes do conduto radicular através do reembasamento com resina composta, o que reduziria a espessura do cimento e melhoraria as propriedades retentivas destes pinos anatômicos (GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003; BARCELLOS et al, 2013; GOMES et al, 2014).

O material com o qual os retentores intrarradiculares são confeccionados é fator importante para o sucesso de sua aplicação. Na busca de outros materiais, o poliéter-éter-cetona (PEEK), com base em suas excelentes propriedades físicas e biológicas, e a despeito da falta de estudos clínicos de longo prazo, mostra-se um composto polimérico que parece ser adequado para uso em odontologia. O material já é utilizado para pilares provisórios em implantodontia e

próteses fixas, barras de próteses sobre implantes e grampos para próteses removíveis (HALLMANNA et al., 2012). O PEEK é um polímero termoplástico de alto desempenho cuja temperatura de fusão, de 343°C, permite o processamento do material de várias formas. O polímero pode ser prensado a vácuo utilizando-se esferas ou grânulos pré-prensados. Outra opção é o emprego da tecnologia CAD/CAM, pela qual pastilhas de PEEK são prensadas industrialmente sob parâmetros padronizados de pressão, temperatura e tempo para utilização nas fresadoras, sendo que este parece ser o melhor método para o seu processamento (STAWARCZYK et al., 2014).

Uma nova geração de resinas, com alto conteúdo de carga nanocerâmica e produzidas através de sistema CAD/CAM (LAVA Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), também está acessível para diversas possibilidades em Odontologia (MAGNE et al., 2011). Este material é um híbrido de resina composta e nanopartículas cerâmicas, conhecido no mercado odontológico como resina nanocerâmica (RNC). Contém nanocarga de sílica de 20 nm de diâmetro e de zircônia com 4 a 11 nm, com um teor total, em peso, de carga nanocerâmica de cerca de 80% (STAWARCZYK et al., 2015).

Além de uma ampla possibilidade de escolha do tipo de pino/núcleo adequado ao elemento dental e à morfologia radicular, uma vez concluído o tratamento endodôntico, há também a possibilidade de se escolher a técnica de cimentação mais adequada com base no material que constitui o pino e na finalidade da reconstrução coronária. Vários fatores relacionados ao tratamento endodôntico, forma do canal radicular, preparação do espaço para o pino, translucidez do pino, manipulação e tipo de cura do cimento podem ter influência sobre o resultado do processo de cimentação e, conseqüentemente, sobre a resistência à fratura de dentes com o canal tratado (GORACCI; FERRARI, 2011).

Levando-se em conta a diversidade de técnicas e materiais disponíveis, considera-se importante avaliar a resistência à fratura e o tipo de falha de materiais como novas possibilidades na confecção de retentores intrarradiculares.



## **2 OBJETIVO**

Avaliar a resistência à fratura e o tipo de falha de materiais confeccionados como retentores intrarradiculares.



### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Tortopidis et al. (1998) mediram a força de oclusão com diferentes padrões de transdutores e pesquisaram seu efeito em diferentes ocasiões. A força máxima de oclusão entre os arcos dentários foi medida em oito voluntários homens entre 25 e 32 anos, com todos os elementos dentais presentes e sadios, sem sintomatologia muscular ou articular. Três posições do transdutor foram utilizadas: entre os dentes anteriores, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar em um lado apenas, e entre os segundos pré-molares e primeiros molares de ambos os lados. Os maiores valores de força foram observados com o transdutor posterior bilateral (média de  $580 \text{ N} \pm 235 \text{ N}$ ) e o menor, no transdutor anterior (média de  $286 \text{ N}$ ). A força de mordida mostrou menos variabilidade quando medida entre os dentes posteriores em apenas um lado.

Loney e Moulding (1995) investigaram se a aplicação de cargas sob diferentes ângulos poderia afetar a resistência à fratura de dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos em ouro e coroas metálicas (liga prata-paládio), ambos cimentados com cimento à base de fosfato de zinco. Os ângulos de incidência de carga foram 110, 130 e 150 graus, que determinaram três grupos de pesquisa, com  $n = 10$ . Os valores médios de carga para a fratura foram: para  $110^\circ$ ,  $372,4 \text{ N} \pm 140,8 \text{ N}$ ; para  $130^\circ$ ,  $597,6 \text{ N} \pm 138,5 \text{ N}$ ; para  $150^\circ$ ,  $1.274,3 \text{ N} \pm 429,9 \text{ N}$ . A carga necessária para que ocorra a fratura aumenta à medida que o ângulo de incidência aproxima-se do paralelismo com o eixo longitudinal do dente. Assim, podem ocorrer diferenças significativas na resistência à fratura de dentes restaurados com pinos quando o ângulo de carga for modificado.

Cormier, Burns e Moon (2001), em seu estudo *in vitro*, avaliaram 6 sistemas de pinos (AP: fibra de quartzo e carbono, CR ; fibra de carbono, FK: fibra de vidro, CP: zircônia, GP: liga de ouro e paládio, e PP: titânio), simulando 4 estágios clínicos da restauração de um dente (pré-molares humanos), com o objetivo de (1) determinar a resistência à fratura em cada fase (carga estática); (2) determinar o modo de falha para cada sistema de pino em cada fase clínica simulada. Na etapa 1, pinos foram testados com relação a sua resistência à flexão em 3 pontos. A etapa 2 usou pinos cimentados em raízes. A etapa 3, pinos cimentados em raízes com núcleo. A etapa 4, pinos, núcleos e coroa total. Uma força era aplicada sobre os pinos em ângulo de  $90^\circ$  com relação ao eixo longitudinal do dente. Os limiares de falha para cada sistema de pinos foram significativamente diferentes em cada fase dos testes, sendo que, na etapa 3, os resultados foram: AP =  $176,1 \text{ N} \pm 22,7 \text{ N}$ ; CR =  $183,3 \text{ N} \pm$

10,4 N; FK = 108,6 N  $\pm$  6,3 N; CP = 179,7 N  $\pm$  10,6 N; GP = 184,8  $\pm$  11,5 N; e PP = 204,1 N  $\pm$  10,6 N. O maior número de fraturas radiculares irreparáveis ocorreu nos núcleos metálicos. Com coroa total não houve diferença na força para a falha em todos os sistemas. Os pinos de fibra apresentaram-se recuperáveis após a falha, enquanto os metálicos e de zircônia mostraram-se irrecuperáveis.

Akkayan e Gulmez (2002) realizaram um estudo com o intuito de comparar quatro tipos de materiais para a confecção de retentores intrarradiculares em relação aos valores e padrões de resistência à fratura em dentes com tratamento endodôntico. Quarenta caninos superiores humanos extraídos tiveram suas coroas removidas no limite amelocementário e seus canais foram tratados endodonticamente. Foram formados 4 grupos, com n = 10. No Grupo 1, as restaurações usaram pinos de titânio; no Grupo 2, pinos fibra de quartzo; no Grupo 3, pinos de fibra de vidro; e no Grupo 4, pinos de zircônia. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual (RelyX). Foram também construídos, de forma padronizada, núcleos de resina composta para todos os tipos de pinos, com coroas metálicas cimentados com cimento de ionômero de vidro. Em seguida, os espécimes foram submetidos a carga de compressão sob um ângulo de 130° em relação ao eixo longitudinal do dente, à velocidade de 1 mm/min, até a fratura. As médias dos valores para a falha (em *newtons*) foram 656,56 N, 894,37 N, 744,32 N e 773,84 N para os grupos de 1 a 4, respectivamente. Dentes restaurados com pinos de fibras de quartzo (Grupo 2) apresentaram resistência à fratura significativamente maior do que a dos outros três grupos. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e de zircônia (Grupos 3 e 4) foram estatisticamente semelhantes. As falhas classificaram-se como reparáveis nos Grupos 2 e 3, e irreparáveis nos Grupos 1 e 4. Os pinos de fibra de quartzo foram os mais resistentes.

Maccari, Conceição e Nunes (2003) verificaram a hipótese de que a composição de pinos pré-fabricados estéticos pudesse influenciar na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Trinta incisivos centrais e caninos superiores foram divididos em 3 grupos (n = 10): AP (fibra de carbono e quartzo); FK (fibra de vidro); e CP (zircônia). As porções coronárias foram reconstruídas com resina composta. A velocidade de aplicação da carga compressiva foi de 0,5 mm/min em ângulo de 45°. O grupo CP teve resistência à fratura média (365 N  $\pm$  166 N) menor do que os grupos restaurados com FK (857 N  $\pm$  177 N) e AP (835 N  $\pm$  26,7 N). Todos os pinos de zircônia (CP) fraturaram. Nos outros dois sistemas houve apenas fratura da resina coronária, com exceção de



um espécime do grupo AP em que houve fratura radicular associada. Esse modo de falha do Grupo CP (zircônia) pode ser explicado pelo alto módulo de elasticidade do material, de 170 GPa, comparado com 40 GPa do Grupo FK (pino de fibra de vidro) e 120 GPa do Grupo AP (pino de fibra de carbono e quartzo).

Fokkinga et al. (2004) realizaram uma revisão de literatura sobre estudos *in vitro* de sistemas de pinos pré-fabricados reforçados por fibras (FRC) em relação a resistência e modo de falha, comparando-os com os dados referentes aos pinos metálicos pré-fabricados, pinos cerâmicos e núcleos metálicos fundidos personalizados. Sistemas metálicos fundidos mostraram valores mais elevados de carga para a falha do que sistemas de pinos pré-fabricados (FRC). Em relação a resistência à fratura, os dados revelaram modos de falha significativamente mais favoráveis para os pinos pré-fabricados FRC, comparados aos pinos metálicos pré-fabricados e fundidos. Os autores concluíram que um modo de falha passível de reparo poderia ser mais importante do que uma alta resistência à fratura do material de composição do pino/núcleo.

Schwartz e Robbins (2004) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de estabelecer princípios, na restauração de dentes tratados endodonticamente, baseados em evidências científicas. Segundo os autores, seguidos alguns princípios é possível conseguir sucesso clínico com a maioria dos sistemas restauradores. São eles: 1. Evitar a contaminação bacteriana do sistema de canais radiculares; 2. Proporcionar cobertura de cúspide para os dentes posteriores; 3. Preservar a estrutura dental, coronária e radicular; 4. Usar pinos/núcleos resistentes e com o menor diâmetro possível; 5. Selecionar o comprimento do pino adequado para retenção; 6. Maximizar a forma de resistência, incluindo uma fêrula adequada; 7. Usar pinos e núcleos que sejam recuperáveis. Alguns materiais para pino deveriam ser excluídos por causa da resistência inadequada e dificuldade de recuperação, como as ligas de titânio, que estão sujeitas a fratura em diâmetros finos, são de difícil confecção e difícil remoção e recuperação, assim como os pinos cerâmicos e de zircônia. A tendência, na prática clínica, é a utilização de pinos de fibra, e a literatura é favorável a eles, pois seu desempenho *in vitro* aproxima-se ao dos pinos de metal e seu modo de falha é mais favorável do que os metálicos.

Stricker e Göhring (2005) avaliaram a adaptação marginal, a resistência à fratura e o modo de falha em pré-molares e caninos humanos. Quarenta e oito dentes foram divididos em seis grupos (n = 8), assim constituídos: Grupo I, dentes hígidos; Grupo II, tratamento

endodôntico e restauração de resina composta; Grupo III, coroas clínicas removidas e preparo com 2 mm de profundidade no canal - *endocrowns*; Grupo IV, pinos de fibra de vidro e munhão coronário de resina composta; Grupo V, pinos de zircônia e preenchimento coronário com cerâmica vítrea; e Grupo VI, pinos metálicos de liga nobre e sobrefundição em ouro, cimentados com cimento de ionômero de vidro. Todos os dentes dos grupos III, IV, V e VI tiveram 2 mm de remanescente coronário mantido (efeito fêrula) e foram restaurados com coroas totais em resina composta, no formato de pré-molares, e cimentadas com cimento resinoso. Todos os espécimes sofreram ciclagem termomecânica e em seguida foram submetidos a testes destrutivos com ângulo de 120°. Os valores da carga de ruptura foram registrados (em N) e o modo de falha de cada espécime foi analisado. Para o Grupo IV (pino de fibra de vidro), o valor de resistência à fratura foi de  $672,6 \text{ N} \pm 158,7 \text{ N}$  e, no grupo VI (núcleo metálico), de  $450,9 \text{ N} \pm 183,2 \text{ N}$ . Metade dos espécimes exibiu fraturas radiculares parciais, independente da infraestrutura utilizada. Com o efeito fêrula, o material de composição de pino e núcleo não mostrou relevância nesse estudo.

Hayashi et al. (2006) averiguaram se há diferença na resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com diferentes tipos de sistemas de pinos/núcleos e coroas totais. Pré-molares superiores humanos foram restaurados com pinos de fibra de vidro, pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos em liga de ouro. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso e o material de preenchimento utilizado foi resina composta. Dentes hígidos preparados para coroa total serviram como controle. Foram organizados oito grupos ( $n = 6$ ), sendo que 4 deles sofreram carga em ângulo de 90° com relação ao eixo longitudinal do dente, enquanto nos outros 4 grupos a angulação foi de 45° em relação ao mesmo eixo do dente, a uma velocidade de 0,5 mm/min. A combinação de pinos de fibra de vidro e preenchimento em resina composta com coroa total metálica, sob carga oblíqua ou vertical, mostrou-se o método mais eficaz na proteção da estrutura dental remanescente, pois nesses espécimes a maioria das fraturas foi limitada à região cervical da raiz, incluindo a interface pino/dentina, mais fácil de ser reparada.

Dietschi et al. (2007) realizaram uma revisão sistemática, entre 1990 e 2005, reportando alterações insignificantes na umidade e composição do tecido pela perda da vitalidade ou tratamento endodôntico. A perda da vitalidade, seguida do correto tratamento endodôntico, demonstrou afetar de forma limitada o comportamento

biomecânico, ou seja, a resistência dos dentes reduz-se em proporção à perda coronal dos tecidos, produto de lesão por cáries ou procedimentos restauradores. Portanto, a melhor abordagem atual para restaurar dentes tratados endodonticamente parece ser (1) minimizar a destruição do tecido dental, principalmente na região cervical, para conseguir o efeito férula, (2) realizar procedimentos adesivos tanto ao nível coronal quanto ao radicular para reforçar a estrutura do dente remanescente e melhorar a estabilidade e retenção da restauração, e (3) utilizar materiais para pino/núcleo com propriedades físicas similares às da dentina natural.

Varvara et al. (2007) avaliaram três diferentes sistemas restauradores para dentes endodonticamente tratados, com diferentes alturas de férula, em relação a resistência à fratura e modo de falha. Três grupos ( $n = 40$ ), um controle sem pino/núcleo e outros dois com diferentes sistemas de retentores intrarradiculares (pino metálico/núcleo cerâmico e pino/núcleo de fibra de carbono) foram formados e, na sequência, subdivididos em mais quatro grupos ( $n = 10$ ) conforme a altura do remanescente coronário (férula), com distância da junção cimento-esmalte de 0, 2, 4 ou 5 mm. Os espécimes sofreram carga estática a  $135^\circ$ , com velocidade de 2 mm/min, em máquina de ensaio universal até a falha. Nenhum espécime do grupo controle teve falha catastrófica, enquanto ocorreram 36 falhas no grupo do pino de metal com cerâmica e 4 no de fibra de carbono. A maior resistência à fratura foi para o grupo do metal/cerâmica e a menor, para o grupo controle. Um aumento da altura de dentina residual geralmente proporcionou maior resistência à fratura. Na altura 0 (sem férula), o grupo que mais apresentou fraturas catastróficas foi o do metal com cerâmica; o de pino de fibra não mostrou nenhuma falha catastrófica nesse grupo.

Hayashi et al. (2008) testaram a hipótese nula de que não houve diferenças de resistência à fratura estática ou após fadiga de dentes despolpados restaurados com diferentes sistemas de retentores intrarradiculares (pinos/núcleos). Pré-molares humanos extraídos foram restaurados com uma combinação de ambos: um pino de fibra ou pinos metálicos e um núcleo de resina composta. Dentes com preparos para coroa total sem pino/núcleo serviram como controle. Uma carga de compressão estática oblíqua a  $45^\circ$  ou vertical ( $90^\circ$ ) foi aplicada aos dentes restaurados, sendo registradas as cargas para fratura e o modo de falha. Em ambos os testes de fratura (estática e fadiga) sob cargas verticais ou oblíquas, as cargas de fratura de dentes restaurados com pinos de fibra foram maiores do que as de dentes restaurados com pinos

metálicos. Os retentores intrarradiculares suportam melhor as forças verticais (direcionadas ao longo do eixo da raiz) do que as oblíquas, provenientes dos movimentos de lateralidade mandibular. A combinação de um pino de fibra e um núcleo de resina composta mostrou resistência à fratura superior para ambos os testes, estático e de fadiga, em comparação com restaurações usando um pino metálico.

Naumann et al. (2009) realizaram uma revisão sistemática da literatura a respeito da influência dos parâmetros de experimentos *in vitro* na resistência à fratura de restaurações com pinos intrarradiculares. Sessenta e nove estudos foram considerados. Restaurações com pino, núcleo e coroa ou pino e núcleo sem coroa foram utilizadas com maior frequência. O carregamento estático foi aplicado em 59% dos estudos. Apenas 15% dos casos realizaram ciclos térmicos e mecânicos. No entanto, o número de ciclos, a carga e a velocidade variaram. Os estudos revisados foram heterogêneos em seus parâmetros. A padronização metodológica de testes *in vitro* de restaurações pós-endodônticas é recomendada.

Torabi e Fattahi (2009) compararam a resistência à fratura de raízes de dentes extraídos e tratadas com diferentes pinos de fibra, reforçados com resina composta e núcleos metálicos convencionais. Foi realizado o tratamento endodôntico de 50 pré-molares inferiores. A porção coronária de cada dente foi removida e pinos e núcleos (metálico, de polietileno, fibra de vidro, fibra de carbono e fibra de quartzo) foram comparados. As raízes foram incluídas em blocos de resina acrílica para a montagem, aplicando uma camada de material de impressão elastomérica para simular o ligamento periodontal. Núcleos metálicos mostraram maior resistência, porém com fratura de dentes. Nos pinos de fibra, a falha foi no núcleo. Os diversos pinos de fibra não apresentaram diferença significativa na resistência à fratura nem no modo de falha.

Santos et al. (2010) testaram a hipótese de que pinos de fibra podem levar a menor risco de descolamento e fratura radicular. As análises foram realizadas através de um modelo 3D de elemento finito de pré-molar, restaurado com pino metálico ou pino de fibra. Foram simuladas as condições da interface pino/cimento antes e após a cimentação e calculados os índices do risco de fratura. Tensões de cisalhamento ao longo da interface pino/cimento foram analisadas para os modelos cimentados. Em comparação com o pré-molar restaurado com pino metálico, o pino de fibra gerou menores tensões ao longo da interface e tensões mais elevadas na raiz. No entanto, com o pino de fibra

foi menor a probabilidade de fratura da raiz, uma vez que o índice de fratura do pino/núcleo foi maior.

Goracci e Ferrari (2011) escreveram uma revisão de literatura resumindo evidências sobre os sistemas de pinos, considerando artigos publicados entre 2000 e 2010. A preservação de tecido dentário, a presença de um efeito férula e a adesão são as condições mais eficazes para o sucesso a longo prazo de restaurações pós-endodônticos. Pinos/núcleos de fibra reforçados com resina composta, cimentados às raízes de forma adesiva, demonstraram taxas de sobrevivência satisfatórias pelo comportamento mais biomimético dos pinos de resina reforçados com fibras, que reduzem o risco de fraturas radiculares verticais. O tipo mais comum de falha ao usar pinos de fibra é o descolamento, pois a obtenção de adesão estável à dentina intrarradicular é mais desafiadora do que à dentina coronal. Vários fatores relacionados ao tratamento endodôntico, forma do canal radicular, preparação do espaço para o pino, translucidez do pino, manipulação e tipo de cura do cimento podem influir no resultado do processo de cimentação. Os resultados mais confiáveis com cimentação de pinos de fibra são obtidos por meio de adesivos de condicionamento total, em combinação com cimentos resinosos de cura dual. Também tem sido proposto o uso de cimentos de resina autoadesivos. No entanto, a durabilidade da sua adesão deve ser verificada com estudos clínicos de longo prazo. Abrasão seguida por silanização parece ser o método de pré-tratamento de superfície do pino de fibra mais eficaz e conveniente para melhorar a força de união com o cimento. A evidência disponível valida o uso de pinos de fibra como uma alternativa aos pinos de metal e de zircônia na restauração de dentes endodonticamente tratados.

Makade et al. (2011) compararam a resistência à fratura e o tipo de falha de 40 incisivos superiores humanos tratados endodonticamente e restaurados com diferentes sistemas de pinos. Foram formados 4 grupos (n = 10). Grupo A: controle, Grupo B: núcleo metálico fundido, Grupo C: pino de aço inoxidável com núcleo em resina composta, Grupo D: pino de fibra de vidro com núcleo em resina composta. Os espécimes foram submetidos a cargas a 0,5 mm/min e 130° em máquina universal de ensaios até ocorrer a falha. Foi medida a resistência à fratura e os dados foram submetidos a análise estatística. A fratura acima da margem da resina acrílica foi considerada favorável, enquanto a fratura abaixo desse nível foi avaliada como desfavorável. Os dentes tratados endodonticamente sem sistema de pino/núcleo (Grupo A) mostraram maior resistência à fratura na comparação com os grupos

experimentais. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro mostraram fraturas favoráveis, tornando-os mais compatíveis com o retratamento.

Nie Er-Min et al. (2012), com o objetivo de investigar se a aplicação de carga cíclica afeta a resistência à fratura de pré-molares inferiores restaurados com pinos de fibra de quartzo, utilizaram 44 pré-molares inferiores unirradiculares recentemente extraídos e dividiram os espécimes em dois grupos ( $n = 22$ ). As coroas de todos os dentes foram removidas e as raízes tratadas endodonticamente para, em seguida, serem restauradas com pino de fibra de quartzo e coroa total. Vinte e dois dentes foram selecionados aleatoriamente e submetidos a cargas cíclicas. O outro grupo não sofreu cargas cíclicas e foi considerado controle. Subsequentemente, todos os dentes de ambos os grupos foram carregados continuamente até a falha ( $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal dos dentes), a uma velocidade de 1 mm/s. Os valores médios de força necessária para a falha foram 733,88 N e 869,14 N para o grupo experimental e o grupo controle, respectivamente, sem terem sido encontradas diferenças estatisticamente significantes entre eles. Sob as condições deste estudo, parece que cargas cíclicas não afetam a resistência à fratura de pinos de fibra de quartzo restaurados com coroas totais.

Zicari et al. (2012) avaliaram o efeito do comprimento de pinos de fibra de vidro e do tipo de cimento resinoso utilizado na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, após carga de fadiga. Oitenta pré-molares superiores humanos extraídos foram seccionados ao limite da junção cimento/esmalte e endodonticamente tratados. Os espécimes foram divididos em quatro grupos, dependendo da relação pino/núcleo: (A) 2/1 (controle); (B) 3/2; (C) 1/1 (diâmetro pequeno); (D) 1/1 (grande diâmetro) e submetidos a 1.200.000 ciclos usando um simulador de mastigação. Imediatamente, todos os espécimes que sobreviveram à carga de fadiga foram fraturados usando uma máquina de carregamento universal. O comprimento do pino dentro da raiz afetou a resistência à fratura. O grupo controle teve sempre a resistência à fratura mais baixa. O tipo de cimento adesivo não afetou a resistência à fratura. A prevalência de falhas irreparáveis foi observada para os pinos mais longos, enquanto os mais curtos tiveram falhas reparáveis. Quanto menor o pino, maior foi a preservação da estrutura dental, reduzindo a ocorrência de falhas catastróficas e aumentando o potencial de reparo das falhas.

Barcellos et al. (2013) investigaram se o sistema de pinos intrarradiculares e a qualidade do remanescente radicular influenciavam na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Setenta caninos superiores foram divididos em 7 grupos ( $n = 10$ ), em que um grupo era o controle, com dentes hígidos, e os outros seis eram os grupos experimentais resultantes da relação entre as duas variáveis da pesquisa, sistema de pinos (PF - pino de fibra, PFC - pino de fibra revestido com resina composta ou NMF - núcleo metálico fundido) e qualidade do remanescente radicular (1 ou 2 mm de espessura da parede radicular). Todos os dentes receberam coroas metálicas e passaram por ciclagem mecânica e depois por teste mecânico de resistência à compressão sob um ângulo de  $135^\circ$  a  $0,5 \text{ mm/min}$  até a fratura. O modo de falha foi analisado e classificado. As raízes restauradas com PFC obtiveram os melhores resultados de resistência à fratura entre os grupos experimentais, sendo estatisticamente similares aos do grupo de dentes hígidos. Os resultados de PF e NMF (para 2 mm de remanescente -  $241,35 \text{ N} \pm 68,27 \text{ N}$ ) não diferiram estatisticamente e foram menores do que os de PFC (para 2 mm de remanescente -  $431,29 \text{ N} \pm 83,7 \text{ N}$ ). Não foi observada diferença estatística entre as espessuras da parede radicular para o mesmo sistema de pinos. A prevalência de fraturas irreparáveis foi observada no Grupo NMF, enquanto os Grupos PF e PFC mostraram mais fraturas reparáveis. O fator "sistema de pinos" teve diferença significativa na resistência à fratura, porém a espessura da parede radicular, não.

Zicari et al. (2013) avaliaram a influência do efeito fêrula e da colocação de pinos de fibra na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente sujeitos a carga de fadiga cíclica. Quarenta pré-molares superiores unirradiculares foram restaurados de acordo com quatro abordagens restauradoras ( $n = 10$ ): a) NF-NP (sem fêrula, sem pino), b) NF-P (sem fêrula, com pino de fibra), c) F-NP (com fêrula, sem pino) e d) F-P (com fêrula, com pinos de fibra). Um núcleo de resina composta padronizado foi construído, sobre o qual foi cimentada uma coroa total de cerâmica. Os espécimes passaram por fadiga cíclica em simulador de mastigação. Todos os espécimes que sobreviveram foram fraturados usando um dispositivo de carregamento universal a  $45^\circ$ . Apenas um espécime do NF-NP falhou sob fadiga. O efeito fêrula aumentou significativamente a resistência à fratura dos dentes restaurados, independente da utilização ou não de um pino. F-NP obteve o maior valor de resistência à fratura ( $758,52 \text{ N}$ ), que não foi significativamente diferente do F-P ( $647,58 \text{ N}$ ); NF-NP apresentou o

menor valor de resistência à fratura (361,52 N). As falhas foram reparáveis para todos os grupos. A preservação de uma fêrula é benéfica para aumentar a resistência à fratura de dentes com tratamento endodôntico, porém quando um colar cervical de dentina (fêrula) pode ser preservado, não parece necessário o uso de um pino, o qual pode até diminuir a resistência do dente restaurado.

Ambica et al. (2013) compararam a resistência à fratura, sob carregamento estático e fadiga, de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos de fibra em matriz resinosa e pinos experimentais produzidos no sistema CAD/CAM a partir de dentina radicular humana. Todos os 70 dentes tiveram seus condutos radiculares obturados e divididos em 4 grupos: grupo controle sem qualquer pino ( $n = 10$ ), grupo pino de fibra de carbono ( $n = 20$ ), grupo pino de fibra vidro ( $n = 20$ ), e grupo pino de dentina ( $n = 20$ ). Os dentes do grupo controle foram preparados a uma altura de 5 mm. Em todos os outros dentes o espaço do pino foi preparado, o pino foi cimentado e um núcleo foi construído. Metade dos espécimes de cada grupo foi estaticamente carregada até a falha e a outra metade submetida a carga cíclica seguida pela carga estática até a fratura. O grupo controle mostrou os maiores valores de resistência à fratura sob carga estática (935,03 N), seguido pelos grupos pino de dentina (793,12 N), fibra de vidro (603,44 N) e fibra de carbono (497,19 N). Estes valores ficaram reduzidos após o carregamento cíclico.

Zhou e Wang (2013) compararam, através de metanálise da literatura, a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com núcleos fundidos ou pinos de fibra. Apenas 13 estudos preencheram os critérios de inclusão. Constataram considerável heterogeneidade entre os trabalhos. As evidências mostraram os melhores resultados de resistência à fratura para os núcleos metálicos.

Gomes et al. (2014) realizaram um experimento para avaliar a resistência à fratura, após fadiga mecânica, de canais radiculares alargados com diferentes técnicas restauradoras para cimentação de pino de fibra de vidro. Para o experimento, 84 pré-molares unirradiculares, endodonticamente tratados, foram seccionados 2 mm aquém da junção cimento/esmalte (efeito fêrula). Nos canais alargados foram testadas técnicas restauradoras alternativas para a cimentação dos pinos: CN (controle negativo), em que um PPF com diâmetro menor do que o do canal foi utilizado; PA, com PPF mais pinos acessórios; RR, reforço de raiz com resina composta; PAD, pino anatômico direto; e PAI, pino anatômico indireto. Coroas de resina composta indiretas foram



cimentadas sobre os núcleos e os espécimes sofreram ciclagem mecânica. Os melhores resultados de resistência à fratura foram dos pinos anatômicos diretos ( $882,9 \text{ N} \pm 112,4 \text{ N}$ ) e indiretos ( $1.156,5 \text{ N} \pm 229,4 \text{ N}$ ). Estes devem ser a primeira escolha para a cimentação de pinos de fibra em canais radiculares de grandes dimensões.

Sarkis-Onofre et al. (2014) realizaram uma revisão sistemática da literatura, com metanálise de dados, para determinar se existe diferença na resistência de adesão à dentina entre cimentos resinosos regular e autoadesivo, e verificar a influência de algumas variáveis na retenção de pinos de fibra de vidro. Embora os artigos incluídos na metanálise mostrassem elevada heterogeneidade e alto risco de erros, a literatura de pesquisa *in vitro* sugere que o uso de cimento resinoso autoadesivo poderia melhorar a retenção de pinos de fibra de vidro em canais radiculares.

Durmus e Oyar (2014) pretendiam determinar a combinação de pino e núcleo que fornece uma distribuição de estresse mais favorável após o carregamento e a interferência do material do pino na distribuição de tensões para a raiz enfraquecida. Modelos tridimensionais de dentes foram criados para simular materiais diferentes usados para pinos e núcleos (Ti, NiCr, AuPd, zircônia, zircônia com núcleo de resina, pino de fibra de vidro / pino de resina composta / núcleo de resina composta, e pinos de fibra de carbono / resina composta) e coroas metalocerâmicas. Uma força de 400 N foi aplicada na superfície oclusal e foram calculados valores de distribuição de tensão. O material do pino afeta significativamente a concentração de tensões. A combinação que menos transferiu tensões à raiz enfraquecida foi a de pino em liga de ouro e coroa metalocerâmica.

Franco et al. (2014) tiveram como objetivo avaliar a influência do comprimento de pinos de fibra de vidro sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Quarenta caninos superiores humanos hígidos foram selecionados e divididos em 4 grupos. O grupo controle foi restaurado com núcleo metálico fundido em ouro, com um comprimento de dois terços da raiz. Os outros grupos receberam pinos de fibra de vidro pré-fabricados em diferentes comprimentos. Grupo 1/3 - remoção de um terço do material de vedação (5 mm); grupo 1/2 - remoção de metade do material de vedação (7,5 mm); e grupo 2/3 - remoção de dois terços do material (10 mm). Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso e os espécimes com pinos de fibra de vidro receberam uma resina composta na porção coronal. Todos os espécimes foram restaurados com uma coroa de metal e submetidos a uma carga de

compressão até a falha. O grupo controle apresentou maior resistência à carga estática do que os outros grupos (grupo controle, 634,94 N; grupo 1/3, 200,01 N; grupo 1/2, 212,17 N; e grupo 2/3, 236,08 N). Apesar de dentes restaurados com núcleo metálico fundido mostrarem maior resistência à carga de compressão, todos eles tiveram falha catastrófica. Para os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, o fracasso ocorreu na junção entre o pino/núcleo de resina composta e a raiz. A variação no comprimento dos pinos de fibra não influenciou na carga necessária para a fratura.

Takaki, Vieira e Bommarito (2014) realizaram um estudo para analisar a força máxima de mordida em diferentes grupos etários, gêneros e índices de massa corporal. O estudo foi realizado em cem indivíduos na cidade de São Paulo, Brasil. Para cada idade e gênero, a amostra foi de 10 indivíduos. A força máxima de mordida foi medida com dinamômetro digital, em ambos os lados, três vezes de cada lado, com intervalos de 2 minutos, na região de primeiro molar. Os resultados foram medidos em *newtons*. Independentemente da idade, o valor médio da força de mordida para os homens foi de  $285,01 \text{ N} \pm 134,04 \text{ N}$  e, para mulheres, de  $253,99 \text{ N} \pm 131 \text{ N}$ .

El-Damanhoury, Haj-Ali e Platt (2015) realizaram um estudo para avaliar a infiltração marginal e a resistência à fratura de coroas cerâmicas fabricadas pelo sistema CAD/CAM (projeto realizado por computador / produção realizada por computador) com extensões para as câmaras pulpare de dentes endodonticamente tratados. Foram utilizados blocos de porcelana feldspática, dissilicato de lítio e resina nanocerâmica. Trinta molares permanentes humanos superiores foram endodonticamente tratados e preparados com 2 mm de extensão intracoronária na câmara pulpar. Os dentes foram divididos em três grupos ( $n = 10$ ); cada grupo foi restaurado com *endocrowns* padronizadas pelo sistema CAD/CAM, usando um dos três materiais testados. A carga de compressão foi aplicada a  $35^\circ$  em relação ao eixo longitudinal dos dentes, usando uma máquina universal de ensaios, até a falha. O grupo da resina nanocerâmica mostrou maior resistência significativa à fratura e o modo mais favorável de falha (fratura da *endocrown* sem fratura do dente).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados para a produção dos retentores intrarradiculares estão organizados no Quadro 1.

Quadro 1 – Descrição dos materiais utilizados, composição, fabricante e país.

<b>MATERIAL</b>	<b>COMPOSIÇÃO</b>	<b>FABRICANTE / PAÍS</b>
Liga de níquel-cromo	Ni 73%, Cr 14%, Mo 8,5%, Al 1,7%, Be 1,8%	Talmax / Brasil
Pino de fibra de vidro (White Post DC 0,5)	Fibra de vidro e resina epóxi	FGM / Brasil
Resina composta (Filtek Z250)	Bis-GMA, UEDMA, Bis-EMA, carga de zircônia e sílica	3M ESPE / EUA
Disco de PEEK	Poliéter-éter-cetona com 20% de carga inorgânica	DEGOS / Alemanha
Bloco de Lava Ultimate	Matriz UDMA com 79% de partículas de carga nanocerâmica, zircônia e outros	3M ESPE / Alemanha

Fonte: produção da Autora (2015).

### 4.2 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS AUXILIARES PARA O EXPERIMENTO

Os equipamentos e materiais auxiliares utilizados na pesquisa estão descritos no Quadro 2.

Quadro 2 – Equipamentos e materiais, fabricantes e países.

<b>EQUIPAMENTOS &amp; MATERIAIS</b>	<b>FABRICANTES</b>	<b>PAÍSES</b>
Fotopolimerizador	Kavo do Brasil	Brasil
Instron Universal Test 4444	Instron Corporation	EUA
Paquímetro digital LS	Starrett	Brasil
Suporte de fixação do corpo de prova	Laboratório de Engenharia Mecânica - UFSC	Brasil
Placa de vidro	Angelus	Brasil
Pote dappen	Angelus	Brasil
Ponta para óxido de alumínio	Duflex	Brasil
Cânula de sucção a vácuo	Duflex	Brasil
Máquina de corte	Isomet 1000 Buehler	EUA
Tubo de PVC	Tigre	Brasil
Resina acrílica	GC	Japão
Monômero	GC	Japão
Solução de hipoclorito de sódio (1%)	Asfer	Brasil
Seringa irrigação interna (plástica, 5 ml)	Ultradent	EUA
Agulhas hipodérmicas	Solidor	Brasil
Limas reciprocantes <i>wave one ster</i>	Dentsply - Maillefer	Suíça
Cursores de borracha	Dentsply - Maillefer	Suíça
Condensador de Guta MacSpadden	Dentsply - Maillefer	Suíça
Brocas Gates-Glidden 2, 3	KG Sorensen	Brasil

<b>EQUIPAMENTOS &amp; MATERIAIS</b>	<b>FABRICANTES</b>	<b>PAÍSES</b>
Resina acrílica (monômero)	Jet	Brasil
Flexofile	Dentsply - Maillefer	Suíça
Brocas Largo 2, 3	KG Sorensen	Brasil
Cones de papel absorvente 1ª série	Dentsply - Maillefer	Suíça
Cones de papel absorvente - acessórios	Dentsply - Maillefer	Suíça
Gutapercha <i>Wave One</i>	Dentsply - Maillefer	Suíça
Cones gutapercha - acessórios	Dentsply - Maillefer	Suíça
Cimento endodôntico	AH Plus - Dentsply	Suíça
Cimento provisório	Cavit - 3M ESPE	EUA
Álcool etílico		Brasil
Gel KY	Johnson & Johnson	EUA
<i>Microbrush Extra Fine</i>	Voco	Alemanha
Cimento resinoso	RelyX U200 - 3M ESPE	EUA
Adesivo	Adper Scotchbond Multipurpose Plus - 3M ESPE	EUA
Adesivo	visio.link - Bredent	Alemanha
Silicone de adição	Elite Transparent - Zhermack	Itália
Silicone de adesão	Empress XT - 3M	EUA
Cimento resinoso	Rely U200 - 3M	EUA

Fonte: produção da Autora (2015).

### 4.3 MÉTODOS

Para esta pesquisa foram selecionados quarenta e oito dentes pré-molares humanos inferiores (apresentando um conduto radicular), hígidos e livres de qualquer tipo de lesão por abrasão ou erosão. Os espécimes foram extraídos por razões ortodônticas ou devido a problemas periodontais e provenientes da clínica odontológica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), com aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da mesma universidade (UFSC) sob o número CAAE 49116315.0.0000.0121. Todos os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e permaneceram armazenados à temperatura ambiente em solução de timol a 0,1%, a 4°C, por um mês, até sua utilização.

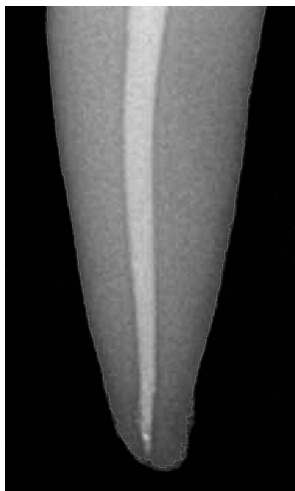
Foram selecionados para a pesquisa dentes com dimensões similares. Para confirmar tal requisito, as raízes foram medidas com paquímetro digital (Starrett, Brasil) nos seus comprimento total (limite amelocementário-ápice) e diâmetros mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) na região cervical. Aos resultados obtidos foi aplicado o teste estatístico ANOVA 1 fator (Anexo 1), conforme descrito por Naumann et al. (2009), a fim de averiguar a similaridade entre as raízes.

As coroas dos dentes foram então removidas perpendicularmente ao eixo longitudinal e ao nível do limite amelocementário em máquina específica de corte com disco diamantado (Isomet 1000, Buehler, EUA), sob refrigeração com água. Foram substituídas as raízes que apresentaram dois ou mais condutos, novamente armazenadas na solução de timol a 0,1%, à temperatura de 4°C, por uma semana, até o momento do tratamento endodôntico de seus condutos.

Todos os dentes tiveram seus condutos tratados endodonticamente por um único operador. O comprimento de trabalho foi estabelecido visualmente, com base na observação do comprimento total da inserção de uma lima acessória Flexofile (Dentsply - Maillefer, Suíça) a partir do momento em que ela ultrapassou o forame apical. O preparo do conduto deu-se pela técnica mecanizada, por todo comprimento do conduto, com irrigação por hipoclorito de sódio a 1% e obturação pela técnica híbrida de Tagger (TAGGER et al., 1984) com cimento obturador sem eugenol AH Plus (Dentsply-Herpo, Petrópolis, RJ, Brasil), que foi espatulado de acordo com as especificações do fabricante. A abertura endodôntica foi selada com cimento restaurador temporário (Cavit, 3M ESPE), realizando-se uma radiografia periapical

final para avaliação da qualidade da obturação endodôntica (Figura 1). Nos casos em que foi observada alguma imperfeição, a raiz foi eliminada do experimento. As raízes foram imersas em água destilada e levadas à estufa, à temperatura de  $37^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 1^{\circ}\text{C}$ ), por período de 36 horas, correspondente a três vezes o tempo de presa do cimento endodôntico, determinado pelo fabricante como sendo de 12 horas.

Figura 1 – Radiografia do conduto radicular obturado.



Fonte: produção da Autora (2015).

#### 4.4 FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Os espécimes foram mantidos em água destilada a 37°C ( $\pm 1^\circ\text{C}$ ), em recipiente hermeticamente fechado, por 36 horas, até a fase seguinte, quando foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos ( $n = 12$ ), formados segundo o material de confecção do pino/núcleo, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 – Organização dos grupos do experimento segundo o material de composição, método de fabricação e tratamento de superfície (pré-cimentação) dos pinos/núcleos.

GRUPOS	MATERIAL	MÉTODO DE FABRICAÇÃO	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE
NMF	Liga de NiCr	Fundição	<i>Conforme recomendações do fabricante (jateamento com óxido de Al e silano)</i>
PFC	Pino de fibra de vidro (fibra de vidro, resina epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização) e resina composta	Pino pré-fabricado e reembasamento com resina composta direta	<i>Conforme recomendações do fabricante (ácido fosfórico e adesivo)</i>
PEEK	Poliéter-éter-cetona	CAD/CAM	<i>Conforme recomendações do fabricante (álcool a 70% e primer visio.link fotopolimerizado por 90 s)</i>
RNC	Matriz resinosa com alto teor de carga nanocerâmica	CAD/CAM	<i>Conforme recomendações do fabricante (jateamento com óxido de Al e silano)</i>

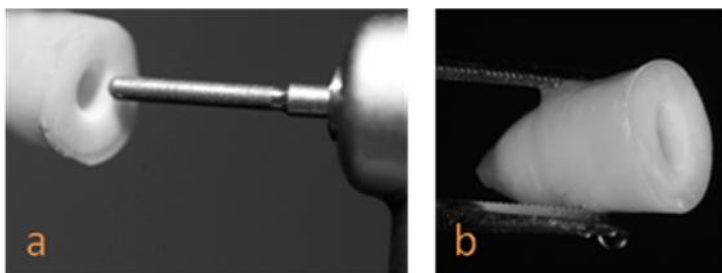
Fonte: produção da Autora (2015).



## 4.5 PREPARO DOS CONDUTOS

As obturações apresentaram um comprimento médio de 14 mm ( $\pm 1$  mm), sendo esvaziados dez milímetros de cada conduto radicular, preservando assim uma quantidade mínima de 4 mm de material obturador na região apical para um vedamento efetivo. O esvaziamento dos condutos foi realizado com calcadores endodônticos (Duflex, Brasil) aquecidos, brocas largo 1 e 2 (Maileffer, Ballalques, Suíça) em baixa rotação, até uma profundidade de 10 mm, que correspondem a aproximadamente 2/3 do comprimento radicular. Os condutos foram limpos com jatos de água e secos com jatos de ar e pontas de papel absorvente (EndoPoints Ind. Com. Ltda., Brasil). Estes procedimentos foram realizados com o intuito de eliminar resíduos de dentina e materiais utilizados no tratamento endodôntico. A broca específica do sistema de pinos de fibra de vidro utilizada no Grupo PFC foi a última broca a percorrer todos os condutos radiculares, a fim de padronizar o seu diâmetro de esvaziamento. O arredondamento do ângulo formado entre a parede do conduto radicular e a face coronária da raiz foi realizado com uma ponta diamantada FF (KG Sorrensen) em baixa rotação (Figura 2).

Figura 2 – Composição de fotos mostrando o arredondamento do ângulo conduto/raiz.



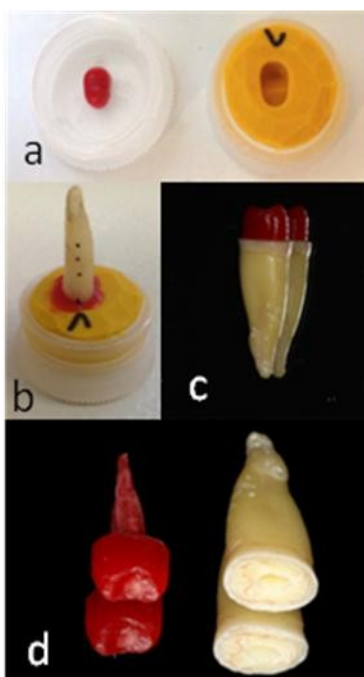
Fonte: produção da Autora (2015).

Legenda: a) ponta diamantada arredondando o ângulo; b) ângulo arredondado.

#### 4.6 CONFEÇÃO DOS PINOS/NÚCLEOS

Após os procedimentos de esvaziamento, as paredes do conduto radicular foram isoladas com gel hidrossolúvel (KY, Johnson & Johnson), utilizando-se uma escova interdental de 2 mm de diâmetro (Bitufo, Brasil). O conduto foi modelado levando-se pérolas de resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS, GC, Japão) ao pino de resina (Pin Jet, Angelus, Brasil) selecionado, com auxílio de pincel e levado ao conduto. Em seguida, foi feita a construção da porção coronal através de molde, confeccionado em silicone de adição (Empress XT - 3M), da porção coronal de um núcleo pré fabricado (Pin Jet, Angelus) de pré-molar inferior, como no esquema abaixo (Figura 3).

Figura 3 – Composição de fotos mostrando a confecção do padrão em resina acrílica.



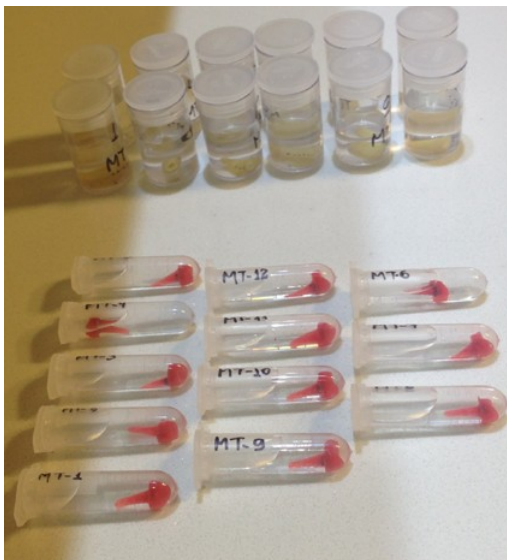
Fonte: produção da Autora (2015).

Legenda: a) núcleo padrão de resina acrílica e seu molde; b) raiz com pino e núcleo sendo confeccionado no molde; c) padrão em resina acrílica, inserido na raiz; d) padrão e sua respectiva raiz.

Após concluídos, dos 36 padrões de resina acrílica, 24 tiveram seu formato e dimensões lidos digitalmente, cujas imagens resultantes foram armazenadas para dar origem a pinos/núcleos idênticos confeccionados por computador (CAD/CAM), um pino/núcleo específico, personalizado para sua respectiva raiz (Grupos PEEK e RNC). Os 12 padrões de resina acrílica restantes foram fundidos pela técnica de inclusão do padrão em revestimento refratário (Heat Shock, Polidental, Brasil), técnica da cera perdida e injeção do metal em centrífuga (Sitmáquinas, Brasil), com liga de NiCr compondo o Grupo NMF.

As raízes, devidamente identificadas, foram armazenadas em recipientes individuais com água destilada, o mesmo ocorrendo com os padrões de resina acrílica, conforme Figura 4 abaixo.

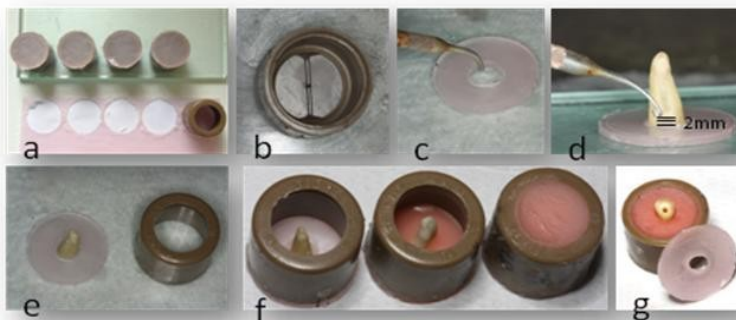
Figura 4 – Padrões de resina acrílica para fundição e respectivas raízes imersos em água destilada



Fonte: produção da Autora (2015).

Em seguida foi realizada a inclusão das raízes em resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Brasil), no interior de tubos de PVC (Tigre, Brasil) com 25,0 mm de diâmetro por 20,0 mm de comprimento. As raízes permaneceram embutidas na resina acrílica, ao centro do tubo de PVC, deixando-se expostos 2,0 mm da raiz em direção apical, a partir do limite amelocementário, simulando o espaço biológico natural, como mostra o esquema da Figura 5.

Figura 5 – Composição de fotos mostrando o protocolo da inclusão das raízes em resina acrílica.



Fonte: produção da Autora (2015).

Legenda: a) moldes de cera 9 sendo feitos com os tubos de PVC; b) dispositivo destinado a demarcar o centro da cera; c) confecção de orifício na cera para encaixar a raiz, sobre placa de vidro vaselinada; d) gotejador para fluidificar a cera a fim de uni-la com a raiz, lembrando que a lâmina de cera tem 2 mm de espessura; e) raiz montada na cera e tubo de PVC pronto para ser inserido sobre ela; f) três etapas da inclusão da resina acrílica; g) lâmina de cera removida.

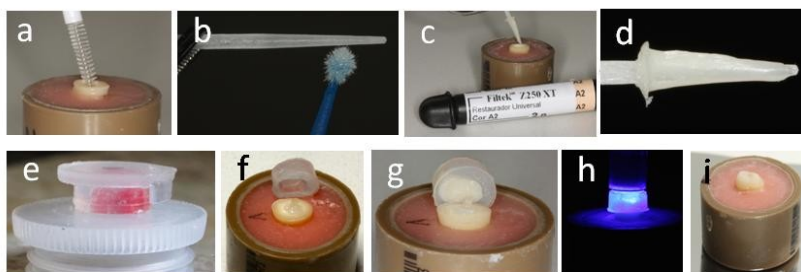
No grupo PFC, pinos de fibra de vidro (Whitepost DC nº 0.5 FGM, Brasil) foram testados nas raízes para verificar se o comprimento de trabalho da broca era coerente com o comprimento do pino dentro do conduto radicular. Todos os pinos ( $n = 12$ ) foram seccionados transversalmente por meio de um disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob constante refrigeração em água, ficando com 14 mm de comprimento, de maneira que 10 mm do pino atingissem o comprimento de trabalho radicular e os outros 4 mm servissem como guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos pinos. Desta maneira, além de padronizar a distância de fotoativação, foi possível verificar o completo

assentamento dos pinos nos condutos preparados (10 mm). A superfície do pino pré-fabricado (Whitepost DC nº 0.5, FGM) foi limpa com álcool a 70%, realizada a esterilização em autoclave (121°C e 15 psi) e secagem. O agente de união silano (Prosil, FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado no pino por 1 minuto e a superfície foi seca com jatos de ar por 5 segundos. Duas camadas de adesivo convencional (Scotchbond Multipurpose Plus - 3M Dental Products, EUA) foram então aplicadas no pino por 20 s, seguido de jato de ar (5 s) e fotoativação (10 s).

A seguir, os condutos radiculares foram lubrificados com gel hidrossolúvel (gel lubrificante KY, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil). O pino pré-fabricado foi envolvido com a resina composta nanohíbrida (Z250, 3M ESPE, EUA) e o conjunto assim obtido (pino e resina) foi inserido no conduto radicular, marcando a região vestibular do pino e da raiz. Este conjunto foi retirado e recolocado por duas vezes, removendo o excesso de resina composta e fotoativando-a por 20 s com o pino em posição no interior do conduto. O conjunto foi então removido do interior do conduto e a resina composta foi novamente fotoativada por 20 s adicionais em todas as superfícies do pino reembasado. O pino anatômico obtido foi provado no interior de seu respectivo canal radicular para verificar sua completa adaptação.

A parte coronária do núcleo também foi construída com resina composta, utilizando o mesmo molde da coroa de um núcleo pré-fabricado (Pin Jet, Angelus) de pré-molar inferior, confeccionado em silicone de adição transparente (Elite Transparent, Zhermack, Itália), como mostra a composição de fotos da Figura 6.

Figura 6 – Composição de fotos mostrando a confecção dos pinos/núcleos de fibra de vidro com compósito.



Fonte: produção da Autora (2015).

Legenda: a) isolamento do interior do conduto com KY e escova interdentária; b) adesivo no pino de fibra de vidro; c) resina composta sendo aplicada no pino de fibra para modelar o interior do conduto; d) pino anatômico pronto; e) padrão em resina acrílica sendo moldado; f) molde pronto; g) molde e resina composta sendo levados ao pino; h) fotopolimerização; i) pino anatômico pronto sendo provado na raiz.

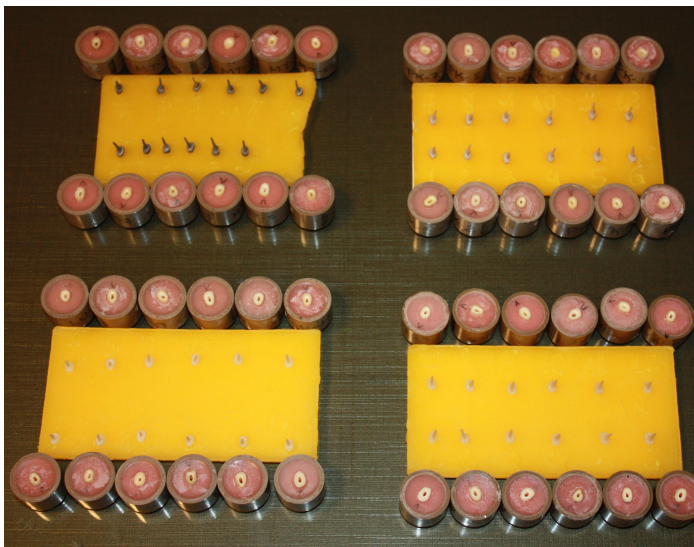
#### 4.7 PREPARO E CIMENTAÇÃO DOS PINOS/NÚCLEOS

Os pinos/núcleos receberam tratamento de superfície específico para cada material segundo recomendação dos respectivos fabricantes.

No Grupo PEEK, os pinos/núcleos foram limpos com álcool a 70%, receberam a aplicação do *primer* (visio.link, Bredent, Alemanha) indicado pelo fabricante e foram submetidos a polimerização por 90 segundos (Kavo, Alemanha).

Nos Grupos NMF e RNC, o jateamento com óxido de alumínio (5 s a 30 mm - Bio Art, Brasil) foi realizado com os pinos/núcleos fixados em cera utilidade (Figura 7), seguido de lavagem ultrassônica por 10 minutos em água destilada e aplicação do *primer* (rely X ceramic primer, 3M ESPE, EUA) recomendado pelo fabricante do cimento.

Figura 7 – Pinos/núcleos fixados em cera para tratamento de superfície.



Fonte: produção da Autora (2015).

No Grupo PFC, após a confecção os pinos/núcleos foram limpos com ácido fosfórico a 37%, lavados, secos com papel absorvente estéril e um adesivo (Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, EUA) foi aplicado, seu excesso removido com leve jato de ar e polimerizado por 30 segundos.

Antes da cimentação, os condutos de todas as raízes foram lavados com detergente (tergenson) e secos com sugadores e pontas de papel absorvente da numeração correspondente.

Os pinos/núcleos de todos os espécimes foram cimentados com cimento autoadesivo de cura dual (RelayX U200 3M ESPE), seguindo as recomendações do fabricante. Cada pino/núcleo foi levado ao conduto com excesso de cimento. Os excessos foram removidos com uma sonda exploradora nº 5 e foi utilizado um dispositivo especial, idealizado por Flávia Delbons, para padronizar a força de cimentação, com carga constante de 10 N por 6 minutos (Figura 8). Assim, todos os espécimes foram submetidos ao envelhecimento em água destilada a 37°C, em estufa (ambiente escuro), por 60 dias.

Figura 8 – Dispositivo de cimentação.



Fonte: produção da Autora (2015).

#### 4.8 TESTE MECÂNICO

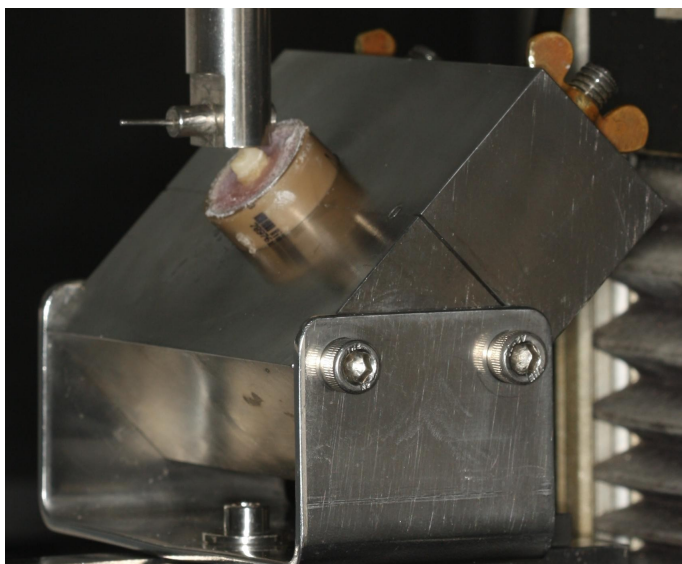
Para a realização do teste de resistência à fratura, foi utilizada uma máquina universal de testes (Instron Universal Test 4444, Instron Corp., EUA), lotada no Departamento de Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina. Os espécimes foram fixados na máquina de ensaios universal por meio de um suporte em aço inoxidável (100 mm de altura por 70 mm de base) dotado de um plano inclinado de 45° em relação ao plano horizontal e com uma cavidade cilíndrica na porção central para adaptação do tubo de PVC. O dispositivo metálico formou um ângulo de 45° entre o eixo



(vertical) do cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o eixo longitudinal das raízes, simulando a componente de forças que atua sobre os pré-molares inferiores no movimento de lateralidade da mandíbula.

A carga de compressão foi aplicada com uma ponta em forma de meia lua plana, a qual foi apoiada tangenciando a face vestibular dos núcleos (Figura 9), com uma célula de carga de 2.000 *newtons* (N) a uma velocidade constante de 0,5 mm/min até que a máquina detectasse a menor queda na resistência à compressão, pois foi programada de forma que a carga cessasse automaticamente, com a imediata paralisação da máquina, tão logo o sistema de alguma maneira falhasse (por fratura da película de cimento, por fratura do pino/núcleo ou por fratura da raiz). Neste instante, o valor da carga era registrado em *newtons* para que posteriormente todas as medições fossem submetidas a teste estatístico (Anexo 2).

Figura 9 – Aplicação de carga no espécime.



Fonte: produção da Autora (2015).

#### 4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores de resistência à fratura apresentaram distribuição normal pelo teste de normalidade Shapiro-Wilk e variância homogênea

pelo teste estatístico de Levene. Estas condições permitiram a realização do teste paramétrico de análise de variância de um fator (ANOVA), que foi ajustada em grau de confiança de 95% para detectar diferenças estatísticas entre os grupos.

#### 4.10 MODO DE FALHA

Após o teste mecânico, cada espécime foi removido do cilindro de PVC e inspecionado com lente de 3,5 vezes de aumento (Super Scope, Kikutani, Japão) por um único observador. Os tipos de falha ocorridos foram: fratura na película do material cimentante, fratura do pino/núcleo (parte coronária ou intrarradicular) e fratura radicular (acima ou abaixo do limite da resina acrílica no cilindro de PVC). Os modos de falha foram classificados como reparáveis ou irreparáveis, de acordo com o grau de comprometimento da estrutura radicular. Fraturas radiculares acima da margem da resina acrílica foram consideradas reparáveis, enquanto as fraturas que ocorreram abaixo desse nível foram avaliadas como irreparáveis (Zicari et al, 2012).

## 5 RESULTADOS

O teste mecânico centrou-se em avaliar a resistência à fratura de pinos em situações controladas. Os valores de resistência média à fratura (em N) obtidos nos Grupos NMF, PFC, PEEK e RNC, e as respectivas estatísticas descritivas (desvio padrão, mínimo, máximo e intervalo de confiança de 95%), estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de resistência média à fratura, em N.

Grupos	Tamanho da amostra	Média	Desvio padrão	Modelo padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
					Limite inferior	Limite superior		
NMF	12	939,61	146,49	42,28	846,54	1.032,69	724,80	1.315,00
PFC	12	449,63	66,45	19,18	407,41	491,85	355,00	589,80
PEEK	12	396,07	95,28	27,50	335,53	456,61	296,90	605,00
RNC	12	511,59	137,53	39,70	424,20	598,97	312,00	742,00

Fonte: produção da Autora (2015).

O teste ANOVA constatou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p < 0,001$ ) (Tabela 3). De acordo com o teste *Post-hoc* Tukey de comparação múltipla (Tabela 4 e Gráfico 1), a resistência à fratura do Grupo NMF foi estatisticamente superior à dos demais grupos ( $p < 0,05$ ), enquanto não houve diferenças estatísticas entre os Grupos PFC, PEEK e RNC ( $p > 0,05$ ).

Tabela 3 – Teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA), demonstrando a existência de diferenças estatísticas entre os grupos testados ( $p < 0,05$ ).

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	2216334,124	3	738778,041	54,855	,000
Nos Grupos	592581,875	44	13467,770		
Total	2808915,999	47			

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 4 – Teste *Post-hoc* Tukey HSD, demonstrando os grupos em subconjuntos homogêneos; médias descritas em uma mesma coluna não apresentam diferenças estatísticas entre si.

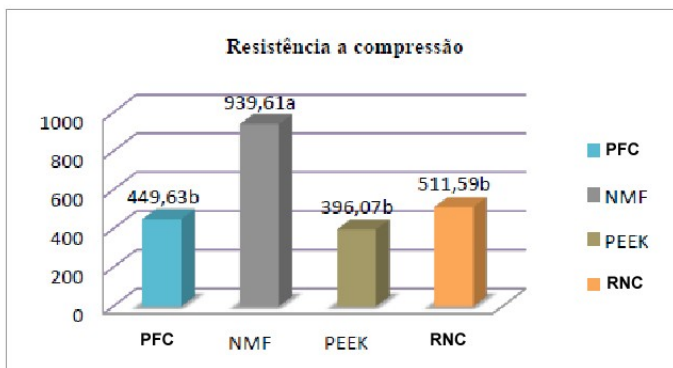
Tukey HSD <sup>a</sup>			
Grupos	Tamanho da amostra	Subconjunto para alfa = 0,05	
		1	2
NMF	12		939,6167
PFC	12	449,6333	
PEEK	12	396,0750	
RNC	12	511,5917	
Sig.		,085	1,000

São exibidas as médias para os grupos em subconjuntos homogêneos.

a. Usa o tamanho de amostra de média harmônica = 12,000.

Fonte: produção da Autora (2015).

Gráfico 1 – Valores médios dos grupos teste; médias seguidas por letras iguais são estatisticamente semelhantes.



Fonte: produção da Autora (2015).

Em relação à classificação da falha, o Grupo NMF mostrou o pior resultado. Apenas duas falhas foram reparáveis, sendo uma com deslocamento do pino/núcleo e fratura da raiz em lasca acima do limite da resina acrílica (onde estaria o osso). A outra falha não apresentou deslocamento do pino/núcleo, porém houve trinca da raiz acima do limite da resina acrílica. Nos outros dez espécimes foram observadas fraturas radiculares longitudinais sempre abaixo da resina acrílica, irreparáveis.

Todos os espécimes do Grupo PFC tiveram falha reparável, nenhum pino/núcleo deslocou-se da raiz e nenhuma fratura radicular foi observada.

O Grupo PEEK apresentou duas fraturas radiculares até o limite da resina acrílica, sendo classificadas, assim, como reparáveis. Em outros dois espécimes os pinos/núcleos soltaram-se dos condutos radiculares sem vestígio de cimento. A maioria dos espécimes, entretanto, oito deles, teve como falha a fratura na película de cimento, na parte coronária, e a deflexão do pino/núcleo sem soltar-se da raiz. Nenhum pino/núcleo fraturou.

Para o Grupo RNC, duas falhas foram irreparáveis, com fratura radicular longitudinal abaixo do limite da resina acrílica e fratura do pino dentro do conduto radicular. Nos outros 10 espécimes as falhas foram reparáveis, das quais duas ocorreram por lascamento do núcleo. Os outros oito pinos fraturaram dentro do conduto radicular.

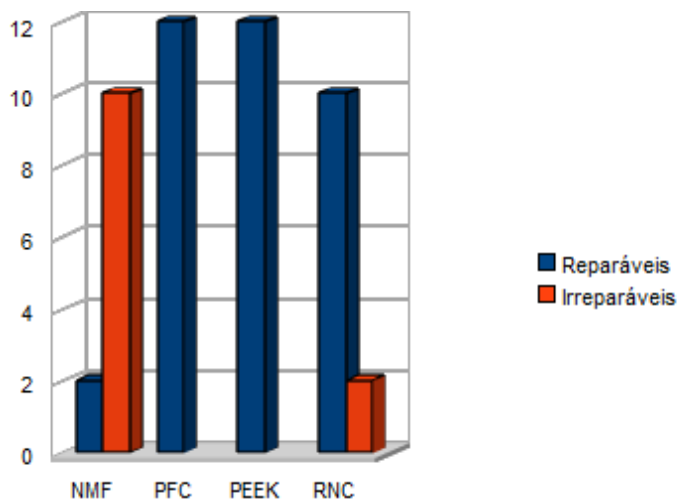
A Tabela 5, juntamente com o Gráfico 2, mostra a quantidade de falhas reparáveis e irreparáveis ocorrida em cada grupo testado.

Tabela 5 – Falhas reparáveis e irreparáveis.

Material \ Falha	Reparáveis	Irreparáveis
NMF	2	10
PFC	12	0
PEEK	12	0
RNC	10	2

Fonte: produção da Autora (2015).

Gráfico 2 – Quantidade de falhas por tipo e material.



Fonte: produção da Autora (2015).

## 6 DISCUSSÃO

Nas reconstruções que envolvem pinos e núcleos, por serem as situações mais extremas da perda de estrutura mineralizada dos dentes, torna-se fundamental planejar o material e a técnica restauradora que serão empregados, escolhas que merecem consideração especial e são de suma importância em virtude do maior risco de fratura desses dentes.

Muitos autores em seus estudos *in vitro* compararam diferentes materiais para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente (CORMIER; BURNS; MOON, 2001; AKKAYAN; GULMEZ, 2002; FOKKINGA et al., 2004; STRICKER; GÖHRING, 2005; HAYASHI et al., 2006; VARVARA et al., 2007; TORABI; FATTAHI, 2009; MAKADE et al., 2011; GORACCI; FERRARI, 2011; AMBICA et al., 2013; BARCELLOS et al., 2013). No entanto, a comparação de resultados torna-se difícil devido às diferenças metodológicas dos experimentos e às variáveis quase impossíveis de serem padronizadas, como a diversidade de conformação das raízes (anatomia e dimensões radiculares), inerentes à anatomia dental humana (ZHOU; WANG, 2013). Assim, utilizar um grupo com núcleo metálico fundido como controle tornou-se importante por possibilitar a comparação entre os outros materiais da pesquisa perante uma mesma metodologia e ainda por ser a técnica mais antiga utilizada na restauração de dentes tratados endodonticamente (ZHOU; WANG, 2013; NAUMANN et al., 2009).

Os valores de carga de resistência à fratura encontrados neste experimento para o Grupo NMF ( $939,61 \text{ N} \pm 146,49 \text{ N}$ ) foram maiores do que os obtidos por Stricker e Göhring (2005), de  $450,9 \text{ N} \pm 183,2 \text{ N}$ , e por Barcellos et al. (2013), de  $241,35 \text{ N} \pm 8,27 \text{ N}$ . No presente experimento, porém, os núcleos não receberam coroas totais, pois teríamos mais duas possibilidades de falha, no cimento e na coroa, e também porque não está evidenciado que a cobertura de núcleos intrarradiculares por uma coroa protética teria influência na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (CORMIER; BURNS; MOON, 2001; NAUMANN et al., 2009). Entretanto, Torabi e Fattahi (2009) obtiveram valores ainda maiores de resistência à fratura para núcleos metálicos ( $2.675,1 \text{ N} \pm 228,4 \text{ N}$ ), também sem a utilização de coroas para cobrir os núcleos, porém a força era aplicada axialmente, ao longo do eixo do dente, o que pode explicar valores tão altos de resistência à fratura, visto que, quanto maior o ângulo de incidência da força, menor será a resistência à fratura, como mostra o estudo de Loney e Moulding (1995).

O maior valor de resistência à fratura dos núcleos metálicos, em comparação com os outros materiais utilizados neste experimento, pode ser explicado pelo fato de terem sido confeccionados de forma personalizada para cada conduto radicular, o que implica na diminuição de espessura da película de cimento necessária para sua fixação (SANTOS, 2010). O módulo de elasticidade da liga utilizada (NiCr, de 205 GPa) também pode ter influenciado para a maior resistência do material (DURMUS; OYAR, 2014). Porém, em relação à possibilidade de reparo, o material apresentou o pior resultado dentre os grupos pesquisados, pois todas as raízes sofreram algum tipo de fratura. Em apenas duas delas houve a possibilidade de reparo. O resultado é compatível com as conclusões dos estudos de Cormier, Burns e Moon (2001), Stricker e Göhring (2005), Varvara et al. (2007), Hayashi et al. (2008), Torabi e Fattahi (2009), Makade et al. (2011), e Barcellos et al. (2013). A explicação pode estar na diferença entre o módulo de elasticidade da dentina intrarradicular humana (18 GPa) e o da liga de níquel-cromo (205 GPa). Assim, na disputa por resistência ganhará a liga de níquel-cromo, podendo causar, em consequência, a fratura radicular (MAKADE, 2011).

O resultado médio dos valores de carga para a fratura (449,63 N) encontrado no Grupo PFC é inferior ao achado por Maccari, Conceição e Nunes (2003), Hayashi et al. (2006), e Stricker e Göhring (2005), que também utilizaram pinos de fibra de vidro em suas pesquisas, com a diferença de que foram cobertos com coroas totais, enquanto um colar cervical de dentina funcionava como efeito fêrula, o que poderia explicar seus maiores valores de resistência à fratura. Akkayan e Gulmez (2002) também obtiveram valores mais altos de resistência à fratura para os pinos de fibra de vidro, entretanto não se valeram do efeito fêrula em seus espécimes, mas de uma coroa metálica cimentada com ionômero de vidro, que cobria os núcleos. Na presente pesquisa, foi empregada a técnica de reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta, acarretando a diminuição da película de cimento. Devido à similaridade entre os módulos de elasticidade do cimento resinoso, dentina, pinos de fibra de vidro e resina composta, o conjunto formaria um bloco único, funcionando como amortecedor de choque e favorecendo a distribuição de cargas por toda a raiz (BARCELLOS, 2013; DURMUS; OYAR, 2014). Este resultado é compatível com os valores encontrados por Barcellos et al. (2013), de  $431,29 \text{ N} \pm 83,7 \text{ N}$ . Esse fato poderia explicar os resultados mais favoráveis ao reparo, neste grupo. Uma maior incidência de falhas reparáveis para os dentes



restaurados com pino de fibra, comparativamente aos núcleos metálicos, também foi encontrada em outros estudos (CORMIER; BURNS; MOON, 2001; MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003; FOKKINGA et al., 2004; HAYASHI et al., 2006; VARVARA et al., 2007; MAKADE et al., 2011; BARCELLOS et al., 2013; GOMES et al., 2014).

O PEEK tem módulo de elasticidade próximo ao da dentina e mostrou, neste experimento, ter boa resistência à fratura (nenhum pino/núcleo do grupo fraturou). Ademais, a possibilidade de ser confeccionado em CAD/CAM (STAWARCZYK et al., 2014) faria, teoricamente, com que menor espessura de cimento fosse necessária para a cimentação do retentor intrarradicular. No entanto, neste trabalho foi observado que os pinos de PEEK produzidos pelo sistema CAD/CAM não apresentaram boa adaptação ao conduto radicular, sendo necessário desgastar o pino e, conseqüentemente, aumentar a película de cimento, o que poderia explicar o fato de que 67% das falhas ocorreram como fratura na película de cimento. O módulo de elasticidade do material é apenas um dos parâmetros que influenciam na transmissão de cargas à raiz (MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003). O diâmetro do pino e a espessura da película de cimento também devem ser levados em conta. Como nenhum outro artigo mostrou o uso do PEEK para retentor intrarradicular, não se podem comparar resultados.

No Grupo RNC o modo de falha dos pinos/núcleos foi muito semelhante ao dos pinos de zircônia, mostrados em outros estudos: os pinos/núcleos fraturaram, em sua maioria, no interior dos condutos radiculares. Esse fato pode ser explicado pelo alto teor de carga nanocerâmica de zircônia, que possui módulo de elasticidade muito superior ao da dentina ( $\pm 200$  GPa). Duas fraturas radiculares abaixo do limite da resina acrílica caracterizaram falhas irreparáveis, porém oito pinos/núcleos fraturaram dentro dos condutos radiculares, ou seja, apesar de classificadas como falhas reparáveis, é muito difícil e perigosa a remoção, no remanescente, do núcleo retido no interior do canal, de acordo com Schwartz e Robbins (2004). Talvez o uso de coroas com extensões para as câmaras pulpares, em dentes endodonticamente tratados, ao invés de pinos e núcleos, como mostram El-Damanny, Haj-Ali e Platt (2015), possa ser uma alternativa melhor para esse material.

Por fim, deve-se enfatizar que um modo de falha reparável é mais relevante do que uma alta resistência à fratura, conforme já haviam concluído em suas pesquisas Cormier, Burns e Moon (2001), Maccari, Conceição e Nunes (2003), Fokkinga et al. (2004), Varvara et al. (2007),

Santos et al. (2010), Makade et al. (2011), Goracci e Ferrari (2011), Zicari et al. (2012), Barcellos et al. (2013), e Zhou e Wang (2013), mesmo porque a exigência máxima de força oclusal na região de pré-molares hígidos, em homens jovens, pode não passar de 580 N, como mostra o trabalho de Tortopidis et al. (1998). No entanto, o trabalho de Takaki et al (2014), feito com molares hígidos, mostrou que, para homens, a força máxima de mordida foi de  $285,01 \text{ N} \pm 134,04 \text{ N}$ , enquanto que, para mulheres, chegou a  $253,99 \text{ N} \pm 131 \text{ N}$ , com uma forte relação direta dessa força com o índice de massa corporal da pessoa.

Um material de reconstrução radicular com alta resistência à fratura não garante que o complexo raiz/pino/núcleo fique protegido de uma falha catastrófica, como a fratura radicular.

Como recomendação, estudos futuros poderiam analisar o comportamento da restauração do dente com uma coroa protética cimentada sobre o núcleo.

## 7 CONCLUSÃO

Os núcleos metálicos fundidos apresentaram os melhores resultados de resistência à fratura, enquanto os outros três materiais testados não apresentaram diferenças estatisticamente relevantes entre si.

Em relação ao modo de falha, o Grupo NMF apresentou os piores resultados, pois todas as raízes tiveram algum tipo de fratura, sendo reparáveis em apenas dois casos. No Grupo PEEK, os espécimes não mostraram nenhuma falha irreparável. No Grupo RNC, apresentaram bons resultados de resistência à fratura, porém com a ocorrência de falhas irreparáveis. Já no Grupo PFC, nenhuma falha irreparável, nenhuma fratura radicular nem deslocamento ou fratura intrarradicular do pino/núcleo foram registrados.

Respeitando as limitações deste estudo *in vitro*, observa-se que, tanto o pino de fibra de vidro revestido com resina composta, quanto o pino/núcleo de PEEK, mostraram bons resultados em relação à preservação da estrutura radicular. Parece que os dois materiais se mostraram competentes para a restauração de dentes tratados endodonticamente, se considerarmos resistência à fratura e possibilidade de reparo em conjunto.



## 8 REFERÊNCIAS

ABBOTT, P. V. **Incidence of root fractures and methods used for post removal.** Int Endod J 2002;35:63-7.

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. **Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.** J Prosthet Dent 2002;87:431-7.

AMBICA, Khetarpal, et al. **Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an *in vitro* study.** J Endod 2013;39:96-100.

BARCELLOS, R. R., et al. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness.** Journal of Biomechanics 2013;46:2572-7.

BRAGA, Franco Érico, et al. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths.** J Prosthet Dent 2014;111:30-4.

CORMIER, Clarence J.; BURNS, David R.; MOON, Peter. ***In vitro* comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration.** J Prosthodont 2001;10:26-36.

DEMARCHI, M. G. A.; SATO, E. F. L. **Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts.** J Endodon 2002;28:328-9.

DIETSCHI, D., et al. **Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated: A systematic review of the literature - Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations.** Quintessence Int. 2007;38(9):733-43.

DIETSCHI, D.; ROMELLI, M.; GORETTI, A. **Adaptation of adhesive post and cores after fatigue testing.** Int J Prosthodont. 1997;10(6):498-507.

DURMUS, Gökhan; OYAR, Perihan. **Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis.** J Prosthet Dent 2014;112:547-54.

EL-DAMANHOURY, H. M.; HAJ-ALI, R. N.; PLATT, J. A. **Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks.** Operative Dentistry, 2015;40(2):201-10.

ER-MIN, Nie, et al. **Influence of masticatory fatigue on the fracture resistance of the pulpless teeth restored with quartz-fiber post-core and crown.** International Journal of Oral Science 2012;4:218-20.

FOKKINGA, W. A., et al. **A structural analysis of *in vitro* failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems.** Int. J. Prosthodont, Lombard, July 2004;17(4):476-82.

FOX, K.; GUTTERIDGE, D. L. **An *in vitro* study of coronal microleakage in root canal treated teeth restored by the post and core technique.** Int Endod J 1997;30:361-8.

GOMES, G. M., et al. **Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue.** J Adhes Dent. Jun 2014;16(3):267-76.

GORACCI, C.; FERRARI, M. **Current perspectives on post systems: a literature review.** Australian Dental Journal 2011;56(1):77-83.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. **Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report.** J Adhes Dent. Fall, 2003;5(3):243-7.

GRANDINI, S., et al. **SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts.** J Adhes Dent 2005;7:235-40.

HALLMANNA, Lubica, et al. **The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments.** Applied Surface Science 2012;258:7213–8.

HAYASHI, M., et al. **Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns.** Dent. Mater., Washington, May 2006;22(5):477-85.

HAYASHI, M., et al. **Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores.** Dent. Mater, Washington, Jan 2008;24(1):1178-86.

LONEY, R. W.; MOULDING, M. B. **The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns.** Int J Prosthodont, Lombard, May. 1995;8(3):247-51.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts.** J. Esthet. Restor. Dent., Hamilton, Jan. 2003;15(1):25-31.

MAGNE, P., et al. **Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations:** influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. Clin Oral Impl Res. Feb 2011;22(2):195-200. 157.

MAKADE, Chetana S., et al. **Comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems: an *in-vitro* study.** J Adv Prosthodont. 2011;3:90-5.

NAUMANN, M., et al. **Influence of test parameters on *in vitro* fracture resistance of post-endodontic restorations:** a structured review. J Oral Rehabil. 2009;36:299-312.

ROSENTRITT, M., et al. **Comparison of *in vitro* fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores.** J Oral Rehabil 2000;27:595-601.

SANTOS, A. F., et al. **Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?** J Dent Res. Jun 2010;89(6):587-91.

SARKIS-ONOFRE, R., et al. **The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals:** a systematic

review and metaanalysis of *in vitro* studies. Operative Dentistry, 2014;39(1):.

SCHWARTZ, Richard S.; ROBBINS, James W. **Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review.** JOURNAL OF ENDODONTICS. May 2004;30(5):.

STAWARCZYK, Bogna, et al. **Polyetheretherketone - a suitable material for fixed dental prostheses?** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2013;101:1209-16.

STAWARCZYK, Bogna, et al. **Three-unit reinforced polyetheretherketone composit FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types.** Dental Materials Journal 2014; Received Dec 9, 2013: Accepted Jun 9, 2014  
doi:10.4012/dmj.2013-345 JOI JST.JSTAGE/dmj/2013-345.

STAWARCZYK, Bogna; KRAWCZUK, Andreas; ILIE, Nicoleta. **Tensile bond strength of resin composite repair *in vitro* using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic.** Clin Oral Invest 2015;19:299-308.

STRICKER, E. J.; GÖHRING, T. N. **Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars.** J. Dent., Bristol, July 2005;:1-10.

TAGGER, M., et al. **Evaluation of the apical seal produced by a hybrid root canal filling method, combining lateral condensation and thermatic compaction.** J Endo, Baltimore, jul. 1984;10(7):299-303.

TAKAKI, Patrícia; VIEIRA, Marilena; BOMMARITO, Silvana. **Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups.** Int Arch Otorhinolaryngol 2014;18:272-6.

THEODOSOPOULOU, J. N.; CHOCHLIDAKIS, K. M. **A systematic review of dowel (post) and core materials and systems.** J Prosthodont. 2009;18(6):464-72.



TORABI, Kianoosh; FATTAHI, Farnaz. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an *in vitro* study.** Indian J Dent Res. 2009;20(3):.

TORTOPIDIS, D., et al. **The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch.** Journal of Oral Rehabilitation. 1998;25:681-6

VARVARA, Giuseppe, et al. ***In vitro* evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin.** J Prosthet Dent 2007;98:365-72.

ZHI, Li. **Fatigue and fracture resistance of the flared roots restored with computer aided design and computer aided manufacturing glass fiber posts.** Beijing da xue xue bao. Yi xue ban. Journal of Peking University. Health sciences, 18 February 2013;45(1):59-63.

ZHOU, Lili; WANG, Qing. **Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature.** J Endod 2013;39:11-15.

ZICARI, Francesca, et al. **Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading.** Journal of Dentistry 2013;41:207-15.

ZICARI, Francesca, et al. **Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading.** Journal of Dentistry 2012;40:312-21.



## 9 ANEXO 1 – AVALIAÇÃO E VALIDAÇÃO DAS RAÍZES UTILIZADAS

### 9.1 AVALIAÇÃO DOS COMPRIMENTOS DAS RAÍZES UTILIZADAS NO ESTUDO

Os valores do comprimento das raízes (em mm) utilizadas no presente estudo nos grupos testes (Grupo NMF, Grupo PFC, Grupo PEEK e Grupo RNC), e as respectivas estatísticas descritivas (média, desvio padrão, modelo padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo), estão descritos na Tabela 6. O coeficiente de variação do comprimento das raízes foi obtido por meio da razão entre o desvio padrão e a média, e posteriormente multiplicado por 100% para se obter os valores em porcentagem. Verificou-se que o coeficiente de variação, em todos os grupos, ficou abaixo de 10% para o comprimento das raízes (Tabela 7). Além do mais, realizou-se o teste modificado de Levene para detectar diferenças entre os coeficientes de variação nos grupos (Tabela 8).

Tabela 6 – Comprimento médio (mm) das raízes utilizadas no Grupo NMF, Grupo PFC, Grupo PEEK e no Grupo RNC e as respectivas estatísticas descritivas (média, desvio padrão, modelo padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo).

Grupos	Tamanho da amostra	Média	Desvio padrão	Modelo padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
					Limite inferior	Limite superior		
NMF	12	15,16	,651	,18803	14,7528	15,5805	14,00	16,00
PFC	12	15,37	,956	,27610	14,7673	15,9827	14,00	17,00
PEEK	12	14,70	,940	0,27	14,1108	15,3059	13,00	16,00
RNC	12	15,29	1,484	,42843	14,3487	16,2346	13,00	18,00
Total	48	15,13	1,050	,15163	14,8304	15,4405	13,00	18,00

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 7 – Coeficiente de variação para o comprimento das raízes.

Grupo	Coeficiente de variação (%)
NMF	4,29410
PFC	6,21990
PEEK	6,39450
RNC	9,70569

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 8 – Avaliação da diferença entre os coeficientes de variação nos grupos.

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	,000	3	,000	,000	1,000
Nos Grupos	,212	44	,005		
Total	,212	47			

Fonte: produção da Autora (2015).

Os valores de comprimento das raízes apresentaram distribuição normal pelo teste de normalidade Shapiro-Wilk (Tabela 9) e variância homogênea pelo teste estatístico de Levene (Tabela 10). Essas condições permitiram a realização do teste paramétrico de análise de variância de um fator (ANOVA), que foi ajustada em grau de confiança de 95% para detectar diferenças estatísticas entre os grupos (Tabela 11). Verificou-se que não houve diferenças estatísticas entre o comprimento das raízes utilizadas para a realização do estudo.

Tabela 9 – Teste de normalidade dos dados de Shapiro-Wilk.

Grupos	Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.
NMF	,919	12	,280
PFC	,913	12	,231
PEEK	,944	12	,552
RNC	,952	12	,668

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 10 – Teste de homogeneidade das variâncias de Levene.

Estatística de Levene	df1	df2	Sig.
1,987	3	44	,130

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 11 – Teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA), demonstrando que não existem diferenças estatísticas entre os comprimentos das raízes utilizadas no estudo ( $p > 0,05$ ).

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	3,182	3	1,061	,959	,421
Nos Grupos	48,688	44	1,107		
Total	51,870	47			

Fonte: produção da Autora (2015).

## 9.2 AVALIAÇÃO DOS DIÂMETROS CERVICAIS (MD E VL) DAS RAÍZES UTILIZADAS NO ESTUDO

O coeficiente de variação do comprimento mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) na região cervical das raízes foi obtido por meio da razão entre o desvio padrão e a média, e posteriormente multiplicado

por 100% para se obter os valores em porcentagem. Verificou-se que em todos os grupos o coeficiente de variação ficou abaixo de 10% para o comprimento das raízes.

Tabela 12 – Média e desvio padrão para as dimensões mésio-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) das raízes utilizadas na pesquisa.

Diâmetros cervicais	Grupos	Tamanho da amostra	Média	Desvio padrão
MD	NMF	12	5,2417	,33155
	PFC	12	5,5250	,37929
	PEEK	12	5,1333	,32567
	RNC	12	5,1750	,32228
VL	NMF	12	7,3333	,53144
	PFC	12	7,5917	,35792
	PEEK	12	7,2583	,45017
	RNC	12	7,5583	,48140

Fonte: produção da Autora (2015).

Tabela 13 – Coeficiente de variação para o comprimento (MD e VL) das raízes.

Grupo	Coeficiente de variação (%) das dimensões MD	Coeficiente de variação (%) das dimensões VL
NMF	6,32520	7,24690
PFC	6,86490	4,71460
PEEK	6,34420	6,20210
RNC	6,22760	6,36915

Fonte: produção da Autora (2015).





## 10 ANEXO 2 – VALORES DA RESISTÊNCIA À FRATURA (EM N)

Os valores de resistência à fratura obtidos para cada espécime estão reproduzidos na tabela abaixo.

Tabela 14 – Valores de resistência à fratura, em *newtons*.

<b>Espécime</b>	<b>NMF</b>	<b>PFC</b>	<b>PEEK</b>	<b>RNC</b>
1	929,10	416,10	342,60	412,40
2	822,30	487,00	344,50	597,60
3	876,70	439,50	425,20	312,00
4	860,70	433,00	382,80	742,00
5	1.315,00	493,10	296,90	504,40
6	1.023,00	439,70	487,80	493,90
7	1.002,00	355,00	377,50	409,70
8	954,60	589,80	605,00	715,70
9	724,80	364,50	519,20	509,80
10	1.001,00	388,50	324,40	596,80
11	840,00	490,40	334,50	528,10
12	926,20	499,00	312,50	316,70

Fonte: produção da Autora (2015).

## 11 ANEXO 3 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFSC

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES MATERIAIS PARA RETENTORES INTRARRADICULARES: ESTUDO IN VITRO

**Pesquisador:** Hamilton Pires Maia

**Área Temática:**

**Versão:** 4

**CAAE:** 49116315.0.0000.0121

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Santa Catarina

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.333.433

#### Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa intitulado "RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES MATERIAIS PARA RETENTORES INTRARRADICULARES: ESTUDO IN VITRO" visa obtenção do título de doutor pelo programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), área de concentração: Dentística, orientado por Prof. Dr. Hamilton Pires Maia e Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

#### Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Verificar o comportamento de um novo composto polimérico (PEEK), e um compômero com carga nano cerâmica (Lava Ultimate), na fabricação de retentores intrarradiculares estéticos.

Objetivo Secundário:

- Avaliar e comparar "in vitro" a influência do material de composição dos retentores intrarradiculares, PEEK, Y-TZP, compômero com carga nano cerâmica, núcleo metálico e núcleo híbrido, na resistência à fratura de pré-molares inferiores, através da aplicação de forças laterais.
- Analisar e classificar a falha após a fratura, em relação a sua localização.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Quanto aos riscos, pode ser a quebra de sigilo de informações do paciente inerentes aos dentes

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401

**Bairro:** Trindade

**CEP:** 88.040-400

**UF:** SC

**Município:** FLORIANOPOLIS

**Telefone:** (48)3721-6094

**E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 1.333.433

extraídos.

Quanto aos benefícios da pesquisa é a confecção de retentores intrarradiculares com materiais mais estéticos e com menor risco de fratura radicular.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O conhecimento da biomecânica do dente é essencial para entender-se o mecanismo das fraturas dentárias e estabelecer qual material e tipo de restauração deverão ser empregados. Qualquer restauração, seja direta ou indireta, tem entre os seus objetivos recuperar ao máximo a resistência física do dente fragilizado. Neste sentido, as recuperações que envolvem pinos e núcleos, por serem as situações mais extremas da perda de estrutura mineralizada, merecem consideração especial em relação ao maior risco de fratura desses dentes. O objetivo deste trabalho "in vitro" é avaliar a resistência à fratura de núcleos de poliéter-éter-cetona (PEEK), zircônia estabilizada com ítria (Y-TZP), compômero com carga nano cerâmica (CN), núcleo metálico (NM) e núcleo híbrido de metal/cerâmica (NH), cimentados em condutos radiculares. Serão selecionados 60 pré-molares humanos inferiores, hígidos, com apenas um conduto radicular, extraídos por razões ortodônticas ou problemas periodontais, provenientes de banco de dentes. Os dentes terão suas coroas eliminadas e os condutos radiculares serão tratados e, na sequência, randomizados em 5 grupos (n=12 para cada grupo - núcleo metálico(NM); núcleo híbrido de metal/cerâmica 9NH); Y-TZP; Peek; compômero Nanocerâmico (NC)), conforme o material de composição dos núcleos. As raízes serão incluídas em resina acrílica, os núcleos cimentados (todos com o mesmo cimento resinoso), em seguida, todos os corpos-de-prova serão expostos a termociclagem (50.000 ciclos entre 5 e 55°C) e submetidos ao teste de resistência à fratura, sob compressão a 0,5 mm/min em 135° em máquina de ensaio universal, até a fratura, que será analisada e classificada. Os resultados serão então compilados, e um teste estatístico específico para o caso será empregado.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

As pendências foram atendidas. Foi anexado o TCLE redigido conforme a Resolução 466/2012 e disponibilizado um lugar para assinatura do responsável legal, caso o doador seja menor de 18 anos. Foi anexada a autorização da clínica de odontologia da UFSC assinada pela Profa Dra Cleonice da Silva Teixeira, coordenadora da clínica odontológica II.

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 401  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 1.333.433

**Recomendações:**

-

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Conforme exposto acima, as pendências foram atendidas. Recomenda-se, portanto, que o projeto "RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES MATERIAIS PARA RETENTORES INTRARRADICULARES:

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_576596.pdf	16/11/2015 17:06:42		Aceito
Declaração de Pesquisadores	Carta_resposta.pdf	16/11/2015 17:04:11	Hamilton Pires Maia	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_KARLA.pdf	16/11/2015 17:02:24	Hamilton Pires Maia	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declara.JPG	16/11/2015 17:01:55	Hamilton Pires Maia	Aceito
Outros	Carta_resposta.docx	25/10/2015 21:55:06	Hamilton Pires Maia	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.docx	25/10/2015 21:37:17	Hamilton Pires Maia	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao.jpeg	08/09/2015 19:40:00	Hamilton Pires Maia	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	08/09/2015 19:39:15	Hamilton Pires Maia	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 1.333.433

FLORIANOPOLIS, 23 de Novembro de 2015

---

**Assinado por:**  
**Washington Portela de Souza**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
**Bairro:** Trindade **Município:** FLORIANOPOLIS **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br